

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie

der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. R. Hickel

**Verbundfestigkeit zwischen Lithium-Disilikat-Keramik und
Zahnschmelze mittels dualhärtender, kunststoffbasierter
Befestigungszemente**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Beata Lüdicke aus Dresden

2013

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Universität München

Berichterstatter: PD Dr. Nicoleta Ilie

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. Christof Holberg

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h. c. Maximilian Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 24.06.2013

*Meiner
lieben Tochter Johanna
gewidmet*

Inhaltsverzeichnis

1.	EINLEITUNG.....	3
2.	LITERATURÜBERSICHT.....	5
2.1	BEFESTIGUNGSSYSTEME IN DER ZAHNMEDIZIN	5
2.1.1	Konventionelle Befestigungssysteme	6
2.1.1.1	Historischer Hintergrund der konventionellen Befestigungssysteme.	6
2.1.1.2	Eigenschaften der konventionellen Befestigungssysteme	7
2.1.1.2.1	Phosphatzement.....	7
2.1.1.2.2	Carboxylatzement.....	8
2.1.1.2.3	Glasionomerezemente.....	8
2.1.2	Adhäsive Befestigungssysteme	9
2.1.2.1	Verbund zwischen Befestigungszement und Keramik	10
2.1.2.2	Verbund zwischen Befestigungszement und Zahnhartsubstanz	11
2.1.2.3	Einteilung nach Viskosität und Polymerisationsart.....	13
2.1.2.4	Zusammensetzung von Befestigungskompositen.....	16
2.1.3	Selbstadhäsive Befestigungssysteme	18
3.	MATERIAL UND METHODEN	25
3.1	MATERIALIEN.....	25
3.1.1	Keramik	25
3.1.2	Befestigungszemente	26
3.1.3	Zahnmaterial.....	27
3.2	METHODEN	29
3.2.1	Prüfung der Verbundfestigkeit zwischen Zahn und Keramik mittels Befestigungszemente.....	29
3.2.1.1	Vorbereitung der Versuchszähne.....	30
3.2.1.2	Applikation der Keramikscheiben auf die Versuchszähne.....	30
3.2.1.3	Lagerung der Proben	32
3.2.1.4	Thermische Wechselbelastung	32
3.2.1.5	Bestimmung der Verbundfestigkeit	33
3.2.2	Prüfung der mikromechanischen Eigenschaften der Befestigungszemente	36
3.2.2.1	Herstellen der Proben	36

3.2.2.2	Lagerung der Proben	36
3.2.2.3	Bestimmung der mikromechanischen Eigenschaften.....	37
3.2.3	Statistische Auswertung	40
4.	ERGEBNISSE.....	42
4.1	VERBUNDFESTIGKEIT UND MIKROMECHANISCHE EIGENSCHAFTEN	42
4.1.1	Verbundfestigkeit	44
4.1.1.1	Weibull-Statistik.....	45
4.1.1.2	Bruchart	48
4.1.2	Elastizitätsmodul.....	49
4.1.3	Vickershärte.....	50
4.1.4	Kriechen	51
4.1.5	Elastisch-plastische Verformung.....	52
4.2	ZWISCHENSUBJEKTEFFEKTE	53
5.1	DISKUSSION MATERIAL.....	55
5.1.1	Zahnauswahl	55
5.1.2	IPS e.max Press	55
5.1.3	Befestigungszemente	56
5.2	DISKUSSION METHODEN.....	57
5.2.1	Herstellung der Prüfkörper.....	57
5.2.2	Thermische Wechselbelastung.....	58
5.2.3	Messung der Verbundfestigkeit	59
5.3	DISKUSSION ERGEBNISSE	60
5.3.1	Diskussion Verbundfestigkeit.....	60
5.3.2	Diskussion Bruchanalyse.....	62
5.3.3	Diskussion mikromechanische Eigenschaften	63
6.	ZUSAMMENFASSUNG	68
7.	LITERATURVERZEICHNIS	70
8.	DANKSAGUNG.....	87

1. Einleitung

Hochästhetische Versorgungen gewinnen in den letzten Jahren einen immer höheren Stellenwert in den Zahnarztpraxen. So werden Versorgungen durch Kronen und Brücken sowie indirekte Füllungstherapien im Front- und Seitenzahnbereich zunehmend aus Vollkeramik gewünscht. Vollkeramische Restaurationen zeichnen sich durch eine exzellente Ästhetik und Biokompatibilität aus. Um den ästhetischen Ansprüchen gerecht zu werden, muss bei der Eingliederung vollkeramischer Restaurationen das Farbempfinden aus der Tiefe des Zahnes aufgenommen werden. Dies wird durch die Anwendung adhäsiver Befestigungsmaterialien ermöglicht. Durch den Einsatz der Adhäsivtechnik kann auf eine Retentionsform der Präparation verzichtet werden. Dies erlaubt ein minimalinvasives und defektorientiertes Vorgehen, sodass ausschließlich verloren gegangene Zahnschubstanz ersetzt werden kann. Ein weiterer Vorteil der adhäsiven Befestigung liegt bei sachgerechter Verarbeitung in der Möglichkeit der sicheren Abdichtung der vollkeramischen Restauration sowie im Ausgleich von Randungenauigkeiten. Außerdem erhöht die Adhäsivtechnik deutlich die Bruchfestigkeit von indirekten Restaurationen. Zur Auswahl stehen Befestigungszemente, die in Kombination mit einem korrespondierenden Adhäsivsystem angewendet werden oder selbstadhäsive Zemente, die sich seit einiger Zeit auf dem Markt befinden und laut Herstellerangaben die Vorbehandlung von Schmelz und Dentin nicht mehr erforderlich machen. Die Haftflächen der vollkeramischen Restauration sollten jedoch nach wie vor vorbehandelt werden. Bifunktionelle Monomere machen die Befestigung indirekter Restaurationen ohne Konditionierung und Bonding möglich. Dieses zeitersparende Verfahren erfreut sich unter den Behandlern großer Beliebtheit. Als erstes Produkt dieser Gruppe befand sich RelyX Unicem (3M ESPE) auf dem Dentalmarkt. Inzwischen bieten diverse Firmen solche selbstadhäsiven Befestigungszemente an. Aufgrund der langwierigen Dauer klinischer Studien, soll die vorliegende In-vitro-Untersuchung eine schnelle Abschätzung dieser Befestigungsmaterialien leisten. Endgültige Aussagen über das klinische Langzeitverhalten muss durch weiterführende Untersuchungen selbstadhäsiver Befestigungszemente abgewartet werden.

Das Ziel der vorliegenden Studie soll im Einzelnen durch folgende Fragestellung zusammengefasst werden:

1. Unterscheiden sich die selbstadhäsiven Befestigungszemente von den konventionellen Zementen hinsichtlich der Verbundfestigkeit?
2. Wie unterscheiden sich die Scherfestigkeiten bei den verschiedenen Befestigungszementen?
3. Welcher Art ist das Versagen des Keramik-Zement-Zahn-Verbundes? (adhäsiver, kohäsiver oder Mischbruch?)
4. Zeigen sich Unterschiede hinsichtlich der mikromechanischen Eigenschaften zwischen den verschiedenen Befestigungszementen?
5. Wie korrelieren die mikromechanischen Eigenschaften mit der Verbundfestigkeit?

2. Literaturübersicht

2.1 Befestigungssysteme in der Zahnmedizin

Zur Eingliederung vollkeramischer Restaurationen kommen grundsätzlich adhäsive Befestigungskomposite oder zum Teil auch konventionelle Befestigungszemente zum Einsatz. Dabei stellen die Befestigungsmaterialien das Bindeglied zwischen Restauration und Zahnschubstanz dar. Neben der Abdichtung der Fuge zwischen Zahnschubstanz und Restauration, erfüllen sie weitere wichtige Aufgaben. Hierzu zählen die Weiterleitung der Kaukräfte vom festsitzenden Zahnersatz auf den Zahnstumpf sowie die Stabilisierung und Lagesicherung der Restauration [ROSENSTIEL et al. 1998].

Konventionelle Zemente eignen sich sehr gut als Befestigungsmaterial für indirekte Restaurationen aus Metalllegierungen wie Inlays, Kronen und Brücken sowie zur Befestigung von Wurzelstiften, als Stumpfaufbauten und Unterfüllung sowie als temporäre Füllung. Besonders bei subgingival liegenden Präparationsgrenzen sind sie durch ihre klinisch einfachere Verarbeitung von Vorteil. Eine konventionelle Befestigung vollkeramischer Restaurationen ist möglich, wenn deren Biegefestigkeiten mindestens 400 MPa aufweisen [WIESNER 2009]. Voraussetzung hierfür ist eine retentive Präparation [BEHR 2003]. Dabei ist die Retentionsform und die Stumpfhöhe des präparierten Zahnes entscheidend [GEISELHÖRINGER et HOLST 2007]. Die in dieser Studie verwendete Lithium-Disilikat-Keramik nimmt eine Sonderstellung ein und kann trotz Biegefestigkeiten bis 400 MPa sowohl adhäsiv als auch konventionell mit Glasionomerkementen eingesetzt werden [KERN et KERN 2008]. Indirekte Restaurationen aus Vollkeramik müssen bei Festigkeiten unter 200 MPa adhäsiv befestigt werden [LAURER 2003].

2.1.1 Konventionelle Befestigungssysteme

2.1.1.1 Historischer Hintergrund der konventionellen Befestigungssysteme

Die heutigen Befestigungsmaterialien gehen auf Grundlagen zurück, die bis in die Mitte des 19. Jahrhunderts reichen. Dabei haben sie eine konsequente Weiterentwicklung durchlaufen, die vor allem auf eine werkstoffkundliche Verbesserung der Eigenschaften abzielte. Bereits 1856 entwickelte Sorel einen Magnesiumchloridzement, welcher aus Magnesit und Magnesiumchloridlösung bestand und als Grundlage aller weiteren Entwicklungen gilt [HATTENBACH 2009]. Die Suche nach verbesserten Materialien führte dabei zu zahlreichen Entwicklungen, die immer neuen Anforderungen gerecht werden sollten. In den 1890er Jahren entwickelte der Barbier und Chemiker Dr. Otto Hoffmann, einen qualitativ hochwertigen Zahnzement. Das Ergebnis war der bis heute bekannte **Zinkphosphatzement**, den er sich patentieren und ab 1892 im industriellen Maßstab herstellen ließ. Durch den Wunsch nach transparenteren Füllstoffen, folgten Bestrebungen, die optischen Eigenschaften zu verbessern, indem verschiedene Stoffe des Zinkphosphatzements ausgetauscht oder ersetzt wurden. 1878 erwähnte Thomas Fletcher einen solchen transparenten Zement, welcher sich aber nicht durchsetzte [HATTENBACH 2009]. Erst zu Beginn des 20. Jahrhunderts ließen sich Ascher und Steenbock deren neu entwickeltes **Silikatzement** patentieren, welches aus Aluminiumsilikatglas und Phosphorsäure bestand. Da die Verbindung zwischen Silikatzementen und Zahnschmelze nicht mikroskopisch dicht war, kam es sehr oft zu Pulpaschäden, die damals der über längere Zeit freigesetzten Phosphorsäure angelastet wurden. Durch Mischung von Silikat und Zinkphosphatzementen wollte man die jeweils guten Eigenschaften vereinen: wenig Pulpaschäden bei hoher Transluzenz. Die dabei entstandenen **Steinzemente** vereinten stattdessen jedoch die negativen Eigenschaften: schlechte Ästhetik und Pulpaschäden [HATTENBACH 2009]. Aus diesem Grund ist dieses Material nur noch von historischer Bedeutung. Als einziges Befestigungsmaterial, das sich in dieser Zeit entwickelt hat, konnte sich nur der Zinkphosphatzement dauerhaft durchsetzen. Auch heute, über 100 Jahre später, wird er oft verwendet. 1966 wurde der **Carboxylatzement** von D.C. Smith in England eingeführt [SMITH 1968]. Während das Pulver ebenfalls aus Zinkoxid besteht, dient eine langkettige Polyacrylsäure als Flüssigkeit, die sich besonders

durch pulpenfreundliche Anfangs-pH-Werte ausgezeichnet. Im Jahr 1969 führte schließlich A.D. Wilson den **Glasionomerzement** ein, der aus Kalziumaluminiumfluorsilikatglas und Polyacrylsäure besteht [WILSON et KENT 1972]. Bis heute wurde dieses Material weiter modifiziert, um seine Eigenschaften zu optimieren und sie damit den gestiegenen Anforderungen anzupassen.

2.1.1.2 Eigenschaften der konventionellen Befestigungssysteme

2.1.1.2.1 Phosphatzement

Der best erprobte sowie bewährte konventionelle Befestigungszement ist der Zinkphosphatzement mit guter Fließ- und Verarbeitungsfähigkeit. Er entsteht aus der Reaktion von einer 50-70 %igen Phosphorsäurelösung und Zinkoxid. Durch eine Säure-Base-Reaktion zwischen den beiden Komponenten härtet das Material aus. Während der Abbindereaktion, die exotherm abläuft, hat der Zement einen teigigen Zustand, in dem er sauer reagiert. Am Ende der Abbindung härtet das Material aus, was im Wesentlichen auf der Wasserabgabe beruht. Durch ein hohes Pulver-Flüssigkeits-Verhältnis wird die Verarbeitungszeit verkürzt. Außerdem wird die Härte gesteigert sowie die Löslichkeit gesenkt. Phosphatzement zeichnet sich durch eine relativ hohe Löslichkeit sowie durch eine dünne Schichtstärke aus [CRAIG et al. 2006] [ROSENSTIEL 1998]. Nachteilig sind gelegentlich auftretende Überempfindlichkeiten nach dem Zementieren, was mit dem absinken des pH-Wertes auf 1,8 begründet werden kann. MILLER (1997) begründet die Hypersensibilitäten neben dem niedrigen pH-Wert auch mit der forcierten Austrocknung des Dentins durch die Anwendung von Alkohol. Da Phosphatzemente keine Eigenhaftung an der Zahnhartsubstanz besitzen, muss die Hartsubstanz mit Diamanten grober Körnung bearbeitet werden, wodurch eine Verriegelung bewirkt wird. Glättende Maßnahmen sind im Sinne der Retentionsverbesserung kontraindiziert [AYAD et al. 1997]. Vorteile von Phosphatzementen sind, dass sie weitgehend dimensionsstabil und kostengünstig sind. Des Weiteren sind sie einfach zu verarbeiten und wenig störanfällig. Kühlt man die Glasplatte sowie die Flüssigkeitskomponente vor dem Mischen, verzögert sich die Abbindezeit [VOSS et MEINERS 1989].

2.1.1.2.2 Carboxylatzement

Die Pulverzusammensetzung der Carboxylatzemente entspricht in etwa denen der Zinkphosphatzemente. Die Flüssigkeit besteht aus Polyacrylsäure, die visköser als die Phosphorsäure ist. Daraus ergeben sich oft Probleme beim Anmischen des Zements. Aufgrund der großen Polyacrylsäure-Moleküle zeigen sie eine geringere Tendenz, Richtung Pulpa zu diffundieren, als die kleineren Moleküle der Phosphorsäure [WILSON et KENT 1972]. Sie gelten daher als pulpaverträglich und gewebefreundlich [RING 1969]. Durch die Bindung von Polyacrylsäure an Kalzium, erreichen Carboxylatzemente eine chemische Haftung an Zahnhartsubstanzen. Die Löslichkeit entspricht etwa der Löslichkeit von Phosphatzementen, allerdings weisen sie eine wesentlich höhere Schrumpfung sowie eine geringere Druck- und Biegefestigkeit auf [BRANCO et HEGDAHL 1983], weswegen sie die Phosphatzemente nicht vom Markt verdrängen konnten.

2.1.1.2.3 Glasionomerzemente

WILSON und KENT (1972) fanden heraus, dass die wässrigen Lösungen von Polyacrylsäuren einen Zement bilden, wenn diese mit pulverisierten Aluminium-Silikatgläsern vermischt werden. Dabei findet eine Säure-Base-Reaktion statt, die sowohl feuchtigkeits- als auch austrocknungsempfindlich ist. Wie auch die Carboxylatzemente, gelten Glasionomerzemente als pulpaverträglich, weil die großen Moleküle der Polyacrylsäure relativ langsam Richtung Pulpa diffundieren [WILSON et KENT 1972]. Charakteristisch ist das Auftreten zweier Härtungsphasen. Nach ca. 10 Minuten bildet sich durch Ionisierung das instabile, sehr feuchtigkeitsempfindliche Calciumpolycarboxylat. Nach ca. 24 Stunden endet die zweite Phase mit der Bildung eines dreidimensionalen, räumlich vernetzten und damit auch stabileren Aluminium-Polycarboxylatkomplexes [SCHUH 1993]. Glasionomerzemente binden chemisch an die Zahnhartsubstanz [TRIANA et al. 1994]. Dabei bindet die Copolymersäure durch Ionen- und Wasserstoffbrückenbindung an das Hydroxylapatit der Zahnschmelz und Dentin. Verglichen zur modernen Adhäsivtechnik ist die Haftung an Schmelz und Dentin jedoch als gering einzuschätzen [MAROLF 1984]. Als Vorteil ist die Fluoridabgabe zu beurteilen, die

eine kariostatische Wirkung erreichen soll [STEFAN 2000]. Nachteilig sind die geringe Toleranz gegenüber Feuchtigkeit sowie die Austrocknung vor Abschluss der zweiten Härtingsphase [SOLTESZ et LEUPOLZ 1993].

2.1.2 Adhäsive Befestigungssysteme

Mit Einführung der Säure-Ätz-Technik im Jahre 1955 durch Buonocore sowie durch die Entwicklung des Bowen-Monomers im Jahre 1962 hielt die Adhäsivtechnik Einzug in die Zahnmedizin. Mittlerweile gibt es eine Vielzahl von Adhäsivsystemen und Befestigungskompositen auf dem Markt. Konventionelle Befestigungskomposite werden auch „Etch-and-rinse“-Kunststoffe genannt. Sie erfordern nach der Ätzung der Zahnsurface mit Phosphorsäure, die Applikation eines korrespondierenden Adhäsivsystems. So genannte „Self-etch“-Kunststoffe erfordern nur noch die Applikation eines selbstätzenden Adhäsivsystems. Die seit einiger Zeit auf dem Markt erhältlichen selbstadhäsiven Befestigungszemente, benötigen laut Herstellerangaben sogar kein Vorbehandeln der Zahnsurface mehr. Wegen ihrer einfachen Verarbeitung erfreuen sie sich bei den Behandlern großer Beliebtheit. Durch das adhäsive Einsetzen keramischer Werkstoffe wird ein kraftschlüssiger und dauerhafter Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Restauration erreicht. Dies bewirkt eine deutliche Festigkeitssteigerung der Restauration sowie der Zahnsurface [BURKE 1995]. Das Verbundsystem ist jedoch sehr komplex, da unterschiedliche Oberflächen miteinander verbunden werden müssen. Eine In-vitro-Studie von ULUDAG et al. (2009) zeigt, dass die Lage des Präparationsrandes Einfluss auf das Randspaltverhalten von Keramikrestaurationen ausübt. So konnte gezeigt werden, dass nach einer künstlichen Alterung der Proben durch Thermocycling mehr Randundichtigkeiten auftreten, wenn der Rand der Restauration im Dentinbereich liegt. Im Vergleich dazu konnten bessere Randqualitäten beobachtet werden, wenn sich die Restaurationsränder im Schmelzbereich befanden. Eine weitere In-vitro-Studie von FRANKENBERGER et al. (2008) untersuchte das Randspaltverhalten von Keramikinlays, die mit verschiedenen Kompositsystemen befestigt wurden. Als Vertreter der selbstadhäsiven Befestigungskomposite kamen RelyX Unicem (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) und Maxcem (Kerr Hawe Neos Orange, CA, USA) zum Einsatz. Die besten

Randqualitäten im Schmelzbereich wiesen nach Thermocycling diejenigen Keramikrestorationen auf, die in einem „Etch-and-Rinse“-Verfahren befestigt wurden. Befanden sich die Ränder im Dentinbereich, konnte RelyX Unicem an die guten Ergebnisse der übrigen Befestigungszemente anknüpfen. Restorationen, die mit Maxcem befestigt wurden, wiesen allerdings die schlechtesten Randqualitäten sowohl im Schmelz- als auch im Dentinbereich auf. Des Weiteren war zu beobachten, dass Keramikrestorationen, die im Dentinbereich endeten, bessere Randqualitäten aufwiesen als im Schmelzbereich, wenn diese mit selbstadhäsiven Befestigungszementen eingegliedert wurden. Dasselbe trifft für Befestigungszemente zu, die ein Vorbehandeln der Zahnsubstrate mit selbstätzenden Primern erfordern [FRANKENBERGER et al. 2008].

2.1.2.1 Verbund zwischen Befestigungszement und Keramik

Eine optimale Verbindung zwischen adhäsivem Befestigungszement und Keramikrestauration wird durch eine Vergrößerung der Keramikoberfläche erreicht. Dies ist durch Ätzen von Silikatkeramik sowie durch ein Abstrahlen von Oxidkeramik möglich. Durch dieses Verfahren wird eine mikromechanische Verankerung zwischen Keramik und Befestigungskomposit erreicht. Das anschließende Auftragen von Haftsilan bewirkt zusätzlich eine chemische Bindung zwischen beiden Komponenten [CALAMIA et SIMONSEN 1984]. Es resultiert eine verbesserte marginale Adaption durch verringerte Randundichtigkeiten [SORENSEN et al. 1991]. Silane verstehen sich dabei als Haftvermittler zwischen organischem Befestigungszement und anorganischer Keramik. Als bifunktionelle Moleküle können sie eine Bindung mit den silikatischen Anteilen der Keramikoberflächen sowie mit der Matrix von Befestigungskompositen eingehen [BARGHI 2000]. Dazu dienen die hydrolysierbaren sowie die organofunktionellen Gruppen des Silans, welche über eine Kohlenwasserstoffkette miteinander verbunden sind. Abbildung 2.1 zeigt die Strukturformel von Silanen am Beispiel des 3-Methacryloyloxypropyl-Trimethoxysilans. Nachdem das Silan hydrolysiert, d. h. aktiviert wurde, folgt die Kondensation sowie Polymerisation. Damit wird schließlich der chemische Verbund zwischen Befestigungskomposit und Keramik erreicht. Das in dieser Studie

verwendete Silan Monobond S (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) liegt bereits in vorhydrolysierte Form vor.

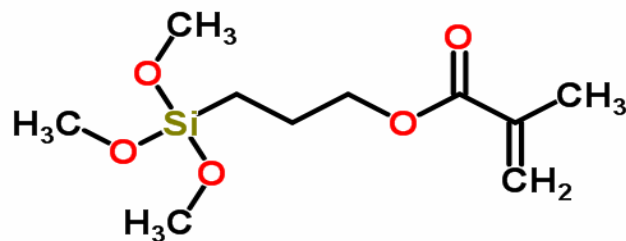


Abb. 2.1 Strukturformel von 3-Methacryloyloxypropyl-Trimethoxysilan (www.chemspider.com)

Voraussetzung für den Therapieerfolg sind kontaminationsfreie Restaurations- und Zahnoberflächen [GEISELHÖRINGER et HOLST 2007]. Aus diesem Grund ist eine Vorbehandlung der Keramikoberflächen stets vom Behandler direkt vor dem Zementieren vorzunehmen.

2.1.2.2 Verbund zwischen Befestigungszement und Zahnhartsubstanz

Um einen dauerhaften Verbund zwischen Zement und Zahn zu erlangen, muss bei der Verwendung adhäsiver Befestigungskomposite die Zahnhartsubstanz mit dem korrespondierenden Adhäsivsystem vorbehandelt werden. Beim Ätzevorgang mit 37-prozentiger Phosphorsäure entsteht am Schmelz ein mikroretentives Relief durch unterschiedliche Auflösung der Schmelzprismen. Höhere Konzentrationen führen dazu, dass zunehmend weniger Kalzium aus der Zahnhartsubstanz herausgelöst wird [MANSON-RAHEMTULLA et al. 1984]. Beträgt die Konzentration hingegen weniger als 27 %, werden schwer lösliche Kalziumsalze ausgefällt, wodurch die Adhäsion vermindert wird [CHOW et BROWN 1973]. Die Konditionierung mit 37-prozentiger Phosphorsäure bewirkt neben einer Oberflächenvergrößerung, eine

Erhöhung der Reaktionsfähigkeit der Schmelzstrukturen sowie eine Verbesserung der Benetzbarkeit [BUONOCORE et al. 1968] [INOUE et al. 2003]. Ein geeignetes Bondingmaterial kann nun in die schwammartigen Strukturen eindringen und mikromechanisch am Zahnschmelz haften.

Durch die mechanische Bearbeitung von Dentin entsteht eine Schmierschicht, bestehend aus Bakterien, Zahnsubstrattrümmern, Speichel und Blut, welche die Dentinkanälchen verschließen und den direkten Kontakt zum intakten Dentin verhindert [PASHLEY et al. 1988]. Durch die Anwendung von Phosphorsäure wird diese schließlich entfernt [WANG et SPENCER 2001]. Das Ätzen mit Phosphorsäure bewirkt außerdem eine Demineralisierung der Dentinoberfläche mit Freilegung eines kollagenen Netzwerkes. Das freigelegte Kollagen kann anschließend mit einem Primer, das ein hydrophiles Monomer enthält, infiltriert werden. Durch das Auftragen eines Dentinadhäsivs entsteht eine stabile Hybridschicht mit den als „Tags“ bezeichneten Kunststoffzotten [KUKLETOVA et al. 2007], welches das Bindeglied zum anschließend zu applizierenden Kompositzement darstellt. Die relativ zeitaufwändige Vorbehandlung mit Dentinadhäsiven, hat zur Entwicklung selbstadhäsiver Befestigungsmaterialien geführt. Diese können ohne jegliche Vorbehandlung der Zahnhartsubstanzen aufgetragen werden. Als erster selbstadhäsiver Befestigungszement wurde RelyX Unicem (3M ESPE) im Jahre 2002 eingeführt. Bei der Anwendung ist zu beachten, dass sich keine Hybridschicht ausbildet. Aus diesem Grund muss unbedingt auf eine zusätzliche Ätzung des Dentins verzichtet werden. So untersuchte DE MUNCK et al. (2004) die Verbundfestigkeit von RelyX Unicem zu Dentin sowie zu Zahnschmelz. Dabei wurden die Zahnsubstrate einerseits mit Phosphorsäure vorbehandelt, andererseits auf eine Vorbehandlung verzichtet. Die Ergebnisse der Studie belegen, dass die Verbundfestigkeit von RelyX Unicem zum Zahnschmelz durch eine Konditionierung mit Säure um 45 % gesteigert werden konnte, wohingegen die Vorbehandlung des Dentins eine Herabsetzung der Haftwerte um 64 % bewirkte. Es besteht bei der Konditionierung von Dentin offenbar die Gefahr, dass der Zement durch eine fehlende Ausbildung der Hybridschicht das ungeätzte Dentin nicht erreicht, weil es im aufgelockerten Kollagen hängen bleibt [BEHR 2007]. Der entstehende Hohlraum kann dann von Mikroorganismen besiedelt werden und die mechanischen Eigenschaften reduzieren. Die In-vivo-Studien von SCHENKE et al. (2011) sowie

von PNEUMANS et al. (2008) belegen, dass die selektive Schmelzätzung keinen signifikanten Einfluss auf die klinische Leistung von RelyX Unicem ausübt.

In der In-vivo-Studie von TASCHNER et al. (2012) wurden 83 Keramikinlays mit RelyX Unicem und dem „Etch-and-rinse“-Komposite Variolink II eingesetzt. Nach einer Tragezeit von 6 Monaten kam es zum Verlust eines Inlays der Variolink-Gruppe. Nach 2-jähriger Tragezeit der Keramikrestorationen konnten für RelyX Unicem signifikant schlechtere Ergebnisse bezüglich der Randanpassung verzeichnet werden. So konnten leichte Schmelzfrakturen an den okklusalen Rändern beobachtet werden. Hinsichtlich der Oberflächentextur, Farbanpassung sowie der Kontur unterschieden sich die beiden Gruppen nicht signifikant voneinander.

In einer weiteren In-vivo-Studie von BEHR et al. (2009) wurden 49 metallische Restaurationen mit RelyX Unicem sowie mit Zinkphosphatzement eingegliedert. Nach einer Tragezeit von 3 Jahren hat sich keines der Restaurationen gelockert. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede für die beiden untersuchten Materialien hinsichtlich Retention und Sekundärkaries.

2.1.2.3 Einteilung nach Viskosität und Polymerisationsart

Adhäsive Befestigungssysteme lassen sich hinsichtlich der Polymerisationsart in lichterhärtende, chemisch härtende sowie dualhärtende Materialien und nach der Füllkörpermenge in niedrig, mittel und hoch visköse Systeme unterteilen.

Einteilung nach Viskosität

Die Befestigung von Keramikrestorationen kann mit Befestigungskompositen verschiedener Viskosität erfolgen. Niedrig visköse Befestigungskomposite erweisen sich zur luftblasenfreien Adaption von Keramikrestorationen als sinnvoll. Außerdem können die Schichtdicke und damit die Kompositfuge geringer gehalten werden [SCHMIDLIN et al. 2005]. Beim Entfernen der Überschüsse im vorpolymerisierten Zustand werden allerdings oft Unterschüsse im Fugenbereich durch ein Herauswischen des Materials produziert. Hoch visköse Befestigungsmaterialien

besitzen einen höheren Füllstoffanteil, wodurch sie relativ zähflüssig sind. Dies erschwert die Eingliederung sowie die Benetzung der Haftflächen. Andererseits bieten sie eine leichtere Überschusskontrolle sowie bessere Randqualitäten. Dies wird durch eine In-vitro-Studie von HAHN et al. (2001) bestätigt. Es wurde die Randqualität von Empress-Inlays untersucht, die einerseits mit einem hoch viskösen, andererseits mit einem niedrig viskösen Komposit befestigt wurden. Nach einem künstlichen Alterungsprozess durch Thermocycling wiesen die mit hoch viskösem Material befestigten Keramikinlays weniger Randspalten auf als die mit niedrig viskösem System eingegliederten Restaurationen.

Eine Besonderheit stellen thixotrope Befestigungskomposite dar, bei denen die Viskosität durch Ultraschall während des Eingliederns der Restauration gesenkt wird. Dadurch kann die Schichtstärke auf die Dimension niedrig visköser Befestigungskomposite reduziert werden [SCHMIDLIN et al. 2005], was einen definierten Sitz der Restauration gewährleistet. Nach Absetzen der Energiezufuhr verfestigen sie sich sofort wieder. Dadurch wird die Benetzung der Haftflächen sichergestellt und gleichzeitig die Überschussentfernung erleichtert. Dieses Verfahren wird auch als Ultraschall-Insertions-Technik bezeichnet.

Einteilung nach Polymerisationsart

Bei den lichthärtenden Systemen handelt es sich in der Regel um Einkomponenten-Materialien. Sie haben den Vorteil, dass sie homogen vorliegen, da der Mischvorgang entfällt. Außerdem kann der Zeitpunkt der Polymerisation vom Behandler bestimmt werden. Eine Lichtquelle sorgt dafür, dass ein im Kunststoff befindlicher Fotoinitiator zu Radikalen umgewandelt wird. Somit werden Doppelbindungen der Monomermoleküle geöffnet, welche sich zu Polymerketten zusammenlagern können. Auch nach der Belichtung läuft der Polymerisationsprozess weiter [BÄRWALD et al 2006]. Dies ist darauf zurückzuführen, dass nicht alle Monomere sofort von dem Polymerisationslicht angeregt werden und es somit zu einer Nachpolymerisation kommt. Eine sichere Polymerisation kann jedoch nicht mehr gewährleistet werden, wenn die Schichtstärke der Keramikrestauration 3 mm überschreitet [HICKEL et al. 1992] [BLACKMAN et al. 1990] [KILINC et al. 2011]. Daher sind rein lichthärtende Befestigungskomposite für

das Einsetzen von größer dimensionierten Keramikrestorationen nicht zu empfehlen. Überschreitet die Keramikschichtstärke nicht wesentlich 2 mm und ist diese transluzent, kann die adhäsive Befestigung mit lichthärtenden Systemen erfolgen [Ilie et HICKEL 2008]. Auf Grund dessen ist das Einsetzen von Veneers meist mit solchen Systemen möglich.

Chemisch härtende Systeme sind Zweikomponenten-Materialien, die miteinander vermischt werden und anschließend von selbst aushärten. Die Basispaste enthält einen Akzelerator, die Katalysatorpaste einen Initiator. Beim Mischvorgang zerfällt der Initiator durch Anwesenheit des Akzelerators in Radikale, die wiederum die Doppelbindungen der Monomermoleküle öffnen, damit sie sich schließlich zu Polymerketten zusammenlagern können. Vorteilhaft zeigt sich die Aushärtung des Materials unter größer dimensionierten Restaurationen. Allerdings kann es beim Anmischen zu unerwünschten Lufteinschlüssen kommen. Dadurch können sich Porositäten ergeben [ROULET et BESANCON 1983], was die Haftkraft negativ beeinflusst [SANARES et al. 2001]. Wegen der schlechten Steuerbarkeit der Polymerisation hat sich die Anwendung für keramische Restaurationen nicht durchgesetzt. Chemisch härtende Systeme kommen jedoch oft bei der Befestigung von Metallrestorationen zum Einsatz.

Dualhärtende Befestigungsmaterialien haben sich klinisch bewährt und gewährleisten auch bei Keramikrestorationen mit größeren Schichtstärken eine ausreichende Aushärtung. Sie besitzen neben Fotoinitiatoren auch chemisch aktivierbare Initiatoren. Eine vollständige Polymerisation wird allerdings nur mit zusätzlicher Lichthärtung erreicht [EL-BADRAWY et EL-MOWAFY 1995]. Die Lichtquelle aktiviert den Fotoinitiator, während anschließend eine chemische Nachhärtung stattfindet. Dieser Prozess läuft jedoch vergleichsweise langsam ab. Durch den Einsatz einer Lichtquelle kann die Polymerisation um das ca. 320-fache beschleunigt werden [LEE et al. 2008]. In einer Studie von ILIE et SIMON (2011) wurden die Eigenschaften selbstadhäsiver Befestigungszemente untersucht, die mit einer Lichtquelle unterschiedlichen Abstands zum Komposit polymerisiert wurden. Parallel dazu wurde auf eine Lichthärtung verzichtet. Es konnte festgestellt werden, dass die Aushärtung dualhärtender Befestigungszemente ohne Anwendung einer Polymerisationslampe weitaus geringer ist als bei zusätzlicher Belichtung der

Komposite. Eine Lichthärtung ist somit für einen maximal zu erreichenden Polymerisationsgrad erforderlich. Aus diesem Grund sollte auch bei dualhärtenden Systemen stets eine Lichthärtung erfolgen.

2.1.2.4 Zusammensetzung von Befestigungskompositen

Befestigungskomposite setzen sich im Allgemeinen aus einer organischen Matrix, einer Verbundphase sowie einer dispersen Phase zusammen.

Organische Matrix

Die organische Matrix besteht zum größten Teil aus Mono-, Di- oder multifunktionellen Methacrylaten. 1962 entwickelte Bowen das als „Bowen-Molekül“ bekannte 2,2-bis [4-(2-Hydroxy-3-Methacryloyloxypropyl)Phenyl]Propan (Bis-GMA), das aus Bisphenol A und Glycidylmethacrylat synthetisiert wird [BOWEN 1964]. Dieses aromatische Monomer mit Methacrylat-Endgruppen ist noch immer Hauptbestandteil vieler Komposite [LOVELH et al. 1999]. Auf Grund der Phenolringe ist Bis-GMA ein relativ starres Molekül. Der Grund dafür sind Wasserstoffbrücken, die sich zwischen den Hydroxylgruppen der Seitenketten bilden. Die Hydroxylgruppen verleihen dem Bowen-Molekül einen hydrophilen Charakter, was eine Quellung in feuchter Umgebung verursachen kann. Um die hohe Viskosität des bifunktionellen Bis-GMA herabzusetzen, wird häufig das kurzkettige Verdünnermonomer Triethylenglycol-dimethacrylat (TEGDMA) zugegeben [RUYTER 1988]. Damit wird eine bessere Verarbeitbarkeit erreicht. TEGDMA setzt die Viskosität des Materials derart herab, dass der Füllstoffgehalt erhöht werden kann. Zur Einstellung der Viskosität kann ebenso Diethylenglycoldimethacrylat (DEGMA) zugegeben werden. Verdünnermonomere besitzen im Gegensatz zum hochmolekularen Bis-GMA eine niedrige Molmasse, wodurch ein Anstieg der Polymerisationsschrumpfung resultiert. Steigt z. B. der TEGDMA-Gehalt, so sinkt die Viskosität und steigt die Volumenschrumpfung [ELLAKWA et al. 2007]. 1974 entwickelten Forster und Walker mit Urethandimethacrylat (UDMA) ein weiteres bifunktionales Molekül. Durch den fehlenden Phenolring in der Monomerkette, weist UDMA eine höhere Flexibilität im

Vergleich zu Bis-GMA auf, weshalb auf einen Zusatz von Verdünnermonomeren verzichtet werden kann. Unter anderem können die Comonomere 2-Hydroxyethylmethacrylat (HEMA), Glyceroldimethacrylat (GDMA), Trimethylolpropan Triacrylat (TMPTMA) der organischen Matrix beigelegt sein [FERRACANE et al. 2011]. HEMA ist ein amphiphiles Molekül, das als Vermittler zwischen hydrophoben Komposit und hydrophilem Dentinliquor wirkt. Somit kann eine bessere Penetration des Befestigungskomposites gewährleistet werden.

Die Abbildungen 2.2 bis 2.5 zeigen die Strukturformeln der Monomere Bis-GMA, TEGDMA, UDMA und HEMA.

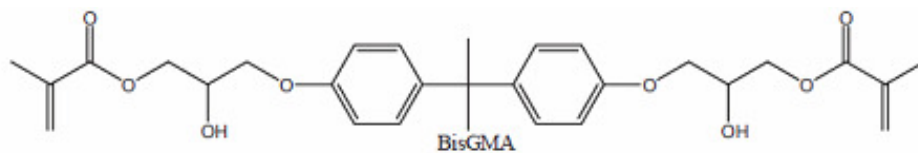


Abb. 2.2 Strukturformel Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat),
Quelle: FERRACANE et al. 2011

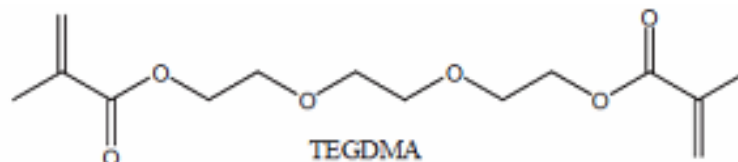


Abb. 2.3 Strukturformel TEGDMA (Triethylenglycol-Dimethacrylat),
Quelle: FERRACANE et al. 2011

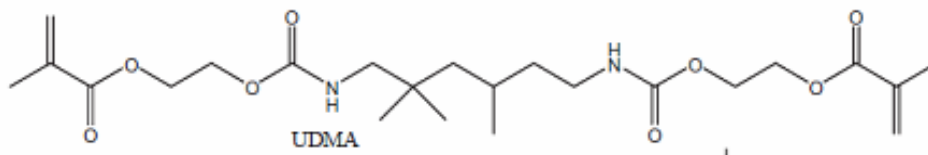


Abb. 2.4 Strukturformel UDMA (Urethandimethacrylat),
Quelle: FERRACANE et al. 2011

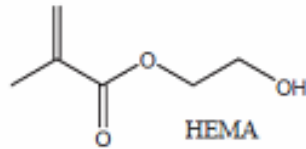


Abb. 2.5 Strukturformel HEMA (2-Hydroxyethylmethacrylat),
Quelle: FERRACANE et al. 2011

2.1.3 Selbstadhäsive Befestigungssysteme

Neben den Mono-, Di- und/oder multifunktionellen Methacrylaten werden derzeit auch saure Monomere eingesetzt, die die Zahnschmelz demineralisieren und somit ein Ätzmuster im Zahnschmelz schaffen sowie das Dentin konditionieren. Im Dentin lösen die sauren Monomere die Schmierschicht auf und legen das darunterliegende Dentin frei bzw. machen die Schmierschicht penetrierbar, wodurch die Monomere in die Zahnschmelz infiltrieren können. Somit kann auf eine separate Vorbehandlung der Zahnschmelz verzichtet werden.

Es handelt sich hierbei um Monomere mit Carbonsäuregruppen, wie z. B. 4-Methacryloyloxyethyl-trimellitsäure-anhydrid (4-META) oder Pyromellit-glyceroldimethacrylat (PMGDM) und um Monomere mit methacrylierten oder acrylierten Phosphorsäureestern, wie z. B. 2-Methacryloyloxyethyl-phenyl-hydrogenphosphat (Phenyl-P), 10-Methacryloyloxy-decyl-dihydrogenphosphat (MDP) oder Dipentaerythritol-pentamethacryloyl-monophosphat (Penta-P) [FERRACANE et al. 2011]. Mit seiner hydrophilen Phosphatgruppe kann z. B. MDP nach Demineralisierung der Zahnschmelz an Kalziumionen und Aminogruppen der Zahnschmelz binden. Dadurch wird eine chemische Haftung und größere Retention des Befestigungskomposits an die Zahnschmelz erreicht. Aus der organischen Chemie ist jedoch bekannt, dass Ester in saurer, wässriger Lösung nicht hydrolysestabil sind, wodurch die Stabilität der Zusammensetzungen beeinträchtigt wird. Die Hydrolysegeschwindigkeit ist unter anderem pH-Wert- sowie temperaturabhängig und läuft bei Lagerung im Kühlschrank deutlich langsamer ab [HOFFMANN et ERDRICH 2006].

Es stellt sich folglich die Aufgabe, hydrolysestabile Monomere bereitzustellen, die für die Herstellung selbstadhäsiver Befestigungskomposite bzw. für selbstkonditionierende Adhäsivsysteme geeignet sind.

Den Abbildungen 2.6 bis 2.9 kann man die Strukturformeln von 4-META, PMGDM, MDP und Phenyl-P entnehmen.

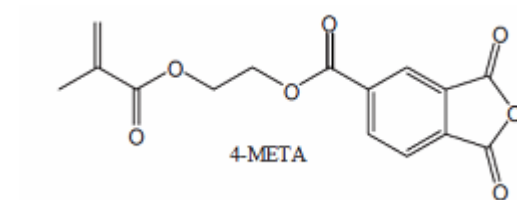


Abb. 2.6 Strukturformel 4-META (4-Methacryloyloxyethyl-trimellitsäure-anhydrid),
Quelle: FERRACANE et al. 2011

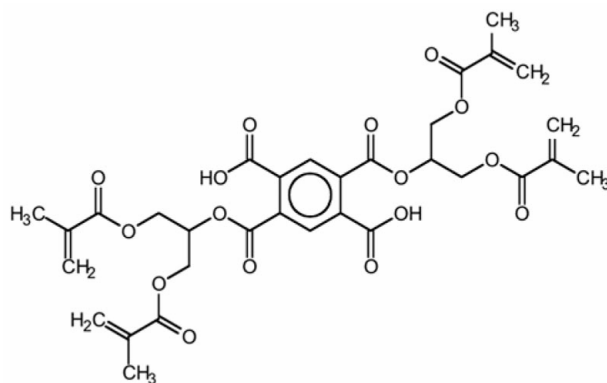


Abb. 2.7 Strukturformel PMGDM (Pyromellit-glycerol-dimethacrylat)
Quelle: www.esstechnic.com

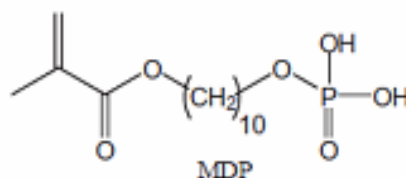


Abb. 2.8 Strukturformel MDP (10-Methacryloyloxy-decyl-dihydrogenphosphat),
Quelle: FERRACANE et al. 2011

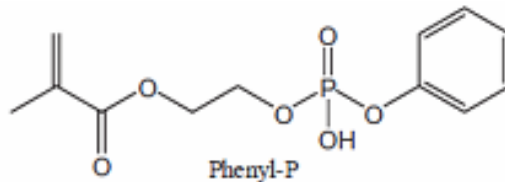


Abb. 2.9 Strukturformel Phenyl-P (2-Methacryloyloxyethyl-phenyl-hydrogenphosphat),

Quelle: FERRACANE et al. 2011

Es gibt bereits eine Vielzahl von neu entwickelten neutralen Monomeren auf Basis von Bisacrylamiden, wie z. B. Bisacrylamido-N,N-diethyl-1,3-propan (DEAAP) oder Bisacrylamido-N,N-dibenzyl-1,3-propan (DBAAP), die eine Hydrolysestabilität versprechen [FERRACANE et al. 2011]. Weitere Beispiele für hydrolysestabile Monomere sind die Acrylamide 10 - (N-methylacrylamido) Decylphosphonsäure (NMADP) und 3 - (N-propylacrylamido) propylidenebisphosphonic Säure (NPAPBP), die einen selbstätzenden Charakter aufweisen [CATEL et al. 2008, 2009]. Amide sind in der Regel sehr hydrolysestabile Moleküle, da sie sich nur unter sehr harten Bedingungen, wie z. B. extremen pH-Werten, sehr hohen Temperaturen, oder durch Metallkomplexe bzw. mittels Enzymen spalten lassen. Dabei läuft die Hydrolyse im sauren wie im basischen Milieu über einen tetrahedralen Übergangszustand ab. Dieser wird in saurer Umgebung über eine Protonierung des Carbonylsauerstoffs und weitere Anlagerung von Wassermolekülen erreicht. Durch die weitere Anlagerung von Wasser an die Zwischenstufe erhält man schließlich die beiden Hydrolyseprodukte Carbonsäure und Amin. Der Verlauf unter pH-neutralen Bedingungen muss noch erforscht werden, da die Hydrolyse unter diesen Bedingungen auf Grund des langsamen Reaktionsverlaufes nur schwer zu verfolgen ist. Monomere auf Bisacrylamid-Basis sollen eine gute Biokompatibilität mit einer Langzeitbeständigkeit gegenüber Hydrolyse kombinieren. Sie sollen beispielsweise als Vernetzermoleküle in das Komposit eingesetzt werden [STEFFENS 2007]. Da sich viele Hersteller hinsichtlich der Inhaltsstoffe ihrer Materialien ungenügend äußern, kann nur vermutet werden, inwieweit bereits Bisacrylamid-Monomere eingesetzt werden.

In den Abbildungen 2.10 und 2.11 sind die Strukturformeln von DEAAP, DBAAP, NMADP sowie NPAPBP dargestellt.

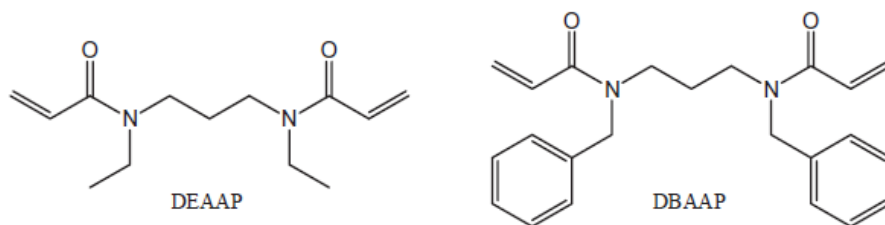


Abb. 2.10 Strukturformel DEAAP (Bisacrylamido-N,N-diethyl-1,3-propan) und DBAAP (Bisacrylamido-N,N-dibenzyl-1,3-propan), Quelle: FERRACANE et al. 2011

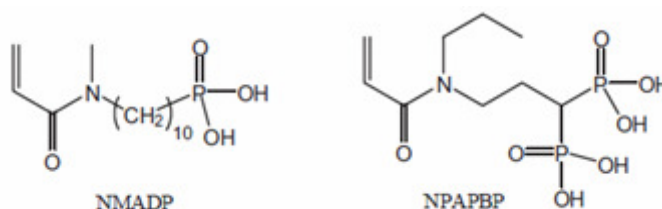


Abb. 2.11 Strukturformel NMADP [10 - (N-methylacrylamido) Decylphosphonsäure] und NPAPBP [3 - (N-propylacrylamido) propylidenebisphosphonic Säure], Quelle: FERRACANE et al. 2011

Neben der Verwendung von (Meth)acrylamiden zur Verbesserung der Hydrolysestabilität saurer Monomere wird mit 2,4,6-Trimethylphenyl-2 - [4 - (Dihydroxyphosphoryl)-2-oxabutyl] - Acrylat (MAEPA) ein alternativer Ansatz gezeigt. Dabei handelt es sich um ein Monomer, das auf Grund einer Etherbindung hydrolysestabiler ist als Ester [SALZ et al. 2005].

Eine weitere Möglichkeit, hydrolysestabile Monomere zu erhalten, stellen Moleküle mit Allyl-Ether-reaktiven Gruppen, dar. Zu ihnen zählen die sauren Monomere Allyloxyethylphosphate (AOEP) sowie 2-(Allyloxymethyl)-2-ethylpropane-1,3-diyl bis(dihydrogenphosphate) (AOMEPB).

In den Abbildungen 2.12 und 2.13 sind die Strukturformeln von MAEPA, AOEP und AOMEPPB dargestellt.

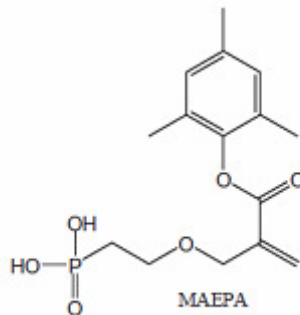


Abb. 2.12 Strukturformel MAEPA [2,4,6-Trimethylphenyl-2 - [4 - (Dihydroxyphosphoryl)-2-oxabutyl] – Acrylat], Quelle: FERRACANE et al. 2011

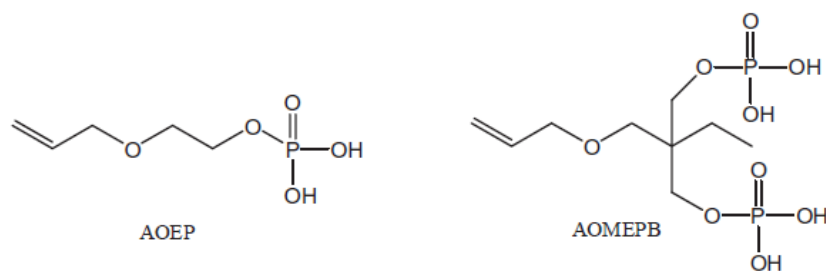


Abb. 2.13 Strukturformel AOEP (Allyloxyethylphosphate) und AOMEPPB [2-(Allyloxymethyl)-2-ethylpropane-1,3-diyl bis(dihydrogenphosphate)], Quelle: FERRACANE et al. 2011

Weitere Bestandteile der organischen Matrix sind Initiatoren, wie Benzoylperoxid oder Kampferchinon (siehe Abbildung 2.14 und 2.15). Während Benzoylperoxid Anwendung bei den chemisch härtenden Kunststoffen findet, kommt Kampferchinon bei den Photopolymerisaten zum Einsatz. Die Initiatoren können durch Aktivierung in energiereiche Moleküle zerfallen. Diese sind Radikale, welche durch ein ungepaartes Elektron sehr leicht und schnell mit einem ungesättigten Monomermolekül reagieren können. Durch die Reaktion mit den Doppelbindungen der Monomere bilden sie schließlich Polymerketten. Werden Monomere nicht umgesetzt, bleiben sie als Restmonomere im Kunststoff zurück. Sie gelten als zytotoxisch und können am Patienten allergische Reaktionen auslösen [GOLDBERG 2008].

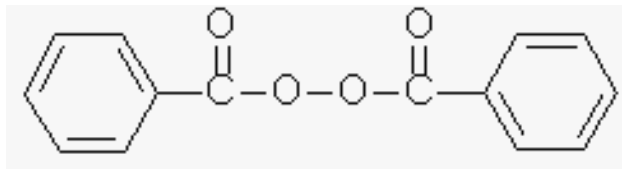


Abb. 2.14 Strukturformel Di-Benzoylperoxid, Quelle: groups.uni-paderborn.de

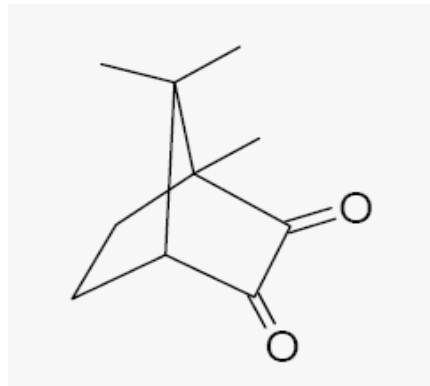


Abb. 2.15 Strukturformel Kampferchinon, Quelle: www.esstechnik.com

Die Zugabe von sterischen Phenolen, wie Eugenol oder Hydrochinomonomethyläther dienen als Stabilisatoren. Sie reagieren mit vorzeitig entstehenden Radikalen in der Monomerpaste, um eine vorzeitige Polymerisation zu verhindern und machen somit Kunststoffe lagerfähig. Bei chemisch härtenden Kompositen bewirken die Inhibitoren beim Anmischen eine anfangs verzögert ablaufende Polymerisation. Dieser „Induktionszeitraum“ bietet dem Behandler die Möglichkeit, das Material in die Kavität einzubringen, bevor es aushärtet [BOWEN 1979].

Disperse Phase

Da die organische Matrix niedrig viskös ist, werden ihr anorganische Füller zugesetzt. Somit werden deren physikalischen und mechanischen Eigenschaften verbessert. Die Zugabe von anorganischen Füllstoffen wirkt sich vorteilhaft auf das E-Modul und die Verschleißfestigkeit des Befestigungszementes aus und beeinflusst außerdem die Druck- und Zugfestigkeit. Des Weiteren werden Füllstoffe der Kunststoffmatrix zugesetzt, um die Polymerisationsschrumpfung und die Wasseraufnahme herabzusetzen [BOWEN 1956 und 1979].

Als anorganische Füllstoffe dienen Quarz, Keramik und Siliziumdioxid.

Verbundphase

Um die anorganischen Füllstoffe mit der organischen Matrix zu binden, werden diese silanisiert. Hierfür kommen organische Siliziumverbindungen, wie 3-Methacryloyloxypropyl-Trimethoxysilan zum Einsatz [BOWEN 1979]. Dabei kommt es zu einer Umwandlung der hydrophilen Fülleroberfläche, die nun einen hydrophoben Charakter annimmt und anschließend zur Polymerisation der Monomere mit dem Methacrylsäurerest des Silans. Durch die Hydrophobisierung wird die Eingliederung der Füllstoffe in hydrophobe Matrix erleichtert [ROULET 1987].

3. Material und Methoden

Die Einführung des selbstadhäsiven Befestigungszementes RelyX Unicem (3M ESPE) im Jahre 2002 veranlasste viele Hersteller ein ebenso erfolgsversprechendes System, das keine Vorbehandlung der Zahnsubstrate erforderte, zu entwickeln. Für die vorliegende Studie sollten die Eigenschaften und die Verbundfestigkeit von 7 der zur Zeit auf dem Markt existierenden selbstadhäsiven Befestigungszemente untersucht werden. Als Referenz wurden 2 konventionelle adhäsive Befestigungssysteme herangezogen. Es wurden Keramikscheiben mit Hilfe der Befestigungskomposite auf Dentinoberflächen geklebt. Somit konnte durch Scherversuche die Verbundfestigkeit ermittelt werden. Parallel dazu wurden Prüfkörper aus den entsprechenden Kompositen hergestellt, mit denen die mikromechanischen Eigenschaften nach Polymerisation durch die Keramik ermittelt werden konnten.

3.1 Materialien

3.1.1 Keramik

Zum Einsatz kam eine Lithium-Disilikat-Glaskeramik (IPS e.max Press, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) in der Vita-Farbe A2, welche eine hohe Transluzenz aufweist. Der Hersteller nennt folgende chemische Zusammensetzung: $>57\%$ SiO_2 , Li_2O , K_2O , P_2O_5 , ZrO_2 , ZnO , Al_2O_3 , MgO , La_2O_3 sowie diverse Pigmente. Um die für den Versuch notwendigen Keramikscheiben herzustellen, wurden zunächst Wachsstäbchen in ca. 4 mm Durchmesser mit StarVest-Soft-3 (Weber Dental, Stuttgart, Deutschland) nach dem Lost-Wax-Verfahren eingebettet. Nach Vorwärmen der Muffel konnte schließlich die Keramik im Ofen (Programat EP 500) bei 930°Celsius für 60 Minuten gepresst werden. Nach Ausbetten erhielt man Keramikstäbchen, die mit einer Low-Speed-Säge (Isomet Low-Speed-Saw, Buehler, Düsseldorf, Deutschland) unter Wasserkühlung und mit geringer Geschwindigkeit in 2 mm dicke Keramikscheiben geschnitten wurden. Für die Versuche wurden 180 Keramikscheibchen im Durchmesser von 4 mm und einer Höhe von 2 mm

hergestellt. Diese wurden mit Siliziumkarbid-Papier (Leco, VP 100, Leco Instrumente GmbH, Deutschland) der Körnung 180 geschliffen.

3.1.2 Befestigungszemente

Zum Einsatz kamen 7 selbstadhäsive sowie 2 konventionelle adhäsive Befestigungszemente, welche dualhärtend sind. Diese sind in Tabelle 3.1 mit den Eigenschaften des Materials zusammengefasst.

Tabelle 3.1 Materialeigenschaften

Zement	Hersteller	Typ	Inhaltsstoffe	Füllstoffe
Clearfil SA A2 LOT: 0013BB	Kuraray	SA	BIS-GMA, TEGDMA, MDP, DM	Bariumglas, SiO ₂ 45 vol.%, 66 gew.%
G-Cem Automix A2 LOT: 0903101	GC	SA	UDMA, DM, PAE	F–Al–Si–glas, SiO ₂ 56.6 vol.%, 71 gew.%
G-Cem Capsule A2 LOT: 0812021	GC	SA	UDMA, PAE, 4-META, DM	F–Al–Si–glas, SiO ₂ 56.6 vol.%, 71 gew.%
iCEM A2 LOT: 315077	Heraeus Kulzer	SA	Di-, Tri- und multifunktionelle Acrylat- Monomere	41 vol.%
Maxcem Elite Yellow LOT: 3256111	Kerr	SA	GPDM, Comonomere, Mono-, Di-, Tri- funktionelle Methacrylat- Monomere	F–Al–Si–glas, Ba–glas, SiO ₂ 48,4 vol.%, 67 gew.%
RelyX Unicem A2 LOT: 360635	3M ESPE	SA	PAE, TEGDMA, BIS-GMA	SiO ₂ , glas 54 vol.%, 72 gew.%

Zement	Hersteller	Typ	Inhaltsstoffe	Füllstoffe
SmartCem 2 Hell LOT: 090609	Dentsply	SA	UDMA, Urethane Modified Bis- GMA, DM, DPP	Ba-B-F-Al-Si- glas, SiO ₂ 46 vol.%, 69 gew.%
DentinBuild A2 LOT: 180816	Komet	konventionell	BIS-GMA, UDMA, HDDMA	Ba-B-Al-Si-glas 52 vol.%, 68 gew.%
Panavia F 2.0 Tc LOT: 41239	Kuraray	konventionell	Paste A+B: MDP, DM ED Primer A+B: HEMA, MDP, 5-NMSA	Ba-glas 59 vol.% 78 gew.%

SA selbstadhäsives Befestigungszement, konventionell konventionelles Befestigungszement, DM Dimethylacrylat, MDP Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat, BIS-GMA Bisphenol A-Glycidylmethacrylat, TEGDMA Triethylenglycol-Dimethacrylat, UDMA Urethandimethacrylat, PAE Phosphorsäureester, HDDMA Hexandioldimethacrylate, HEMA Hydroxyethyl Methacrylate, 4-META 4-Methacryloxyethyltrimellitanhydrid, GPDM Glycerolphosphatdimethacrylat, DPP Dipentaerythritol Pentaacrylphosphat, 5-NMSA N-Methacryloyl-5-Aminosalicylsäure

3.1.3 Zahnmaterial

Für die Untersuchung wurden 90 karies- und füllungsfreie Molaren der 2. Dentition mit weitgehend oder vollständig abgeschlossenem Wurzelwachstum verwendet. Die Zähne wurden von verschiedenen, nicht beteiligten Behandlern extrahiert. Es wurde darauf geachtet, dass der Zeitpunkt der Extraktion nicht länger als 6 Wochen zurück lag, und dass die Zähne unmittelbar nach der Extraktion in destilliertem Wasser unter Zugabe von Natriumazid (Merck, Darmstadt, Deutschland) gelagert wurden. Alle Zähne wurden mit Scalern und Bürsten von Geweberesten sowie von harten und weichen Belägen befreit.

Mit einer Low-Speed-Säge (Isomet Low-Speed-Saw, Buehler, Düsseldorf Deutschland) wurden die Zahnkronen ca. 1 mm oberhalb des Pulpenkavumdaches bei niedriger Umdrehungszahl und unter ständiger Wasserkühlung in zwei Hälften geschnitten (Abb. 3.1). Der Schnitt erfolgte senkrecht zur Zahnachse.

So erhielt man Zahnproben mit freigelegten Dentinflächen. Bis zur Weiterverarbeitung wurden diese in destilliertem Wasser gelagert.

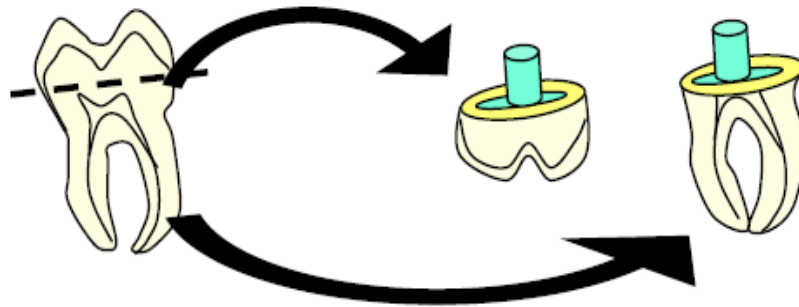


Abb. 3.1 Herstellung der Prüfkörper

3.2 Methoden

3.2.1 Prüfung der Verbundfestigkeit zwischen Zahn und Keramik mittels Befestigungszemente

Unter Verwendung von 9 verschiedenen Befestigungszementen wurden für jede Zementgruppe jeweils 20 Keramikscheiben und 20 eingebettete Versuchszähne miteinander verklebt.

Abbildung 3.2 zeigt eine Übersicht der Versuchsdurchführung. Eine Übersicht zu den verwendeten Befestigungszementen ist Tabelle 3.1 zu entnehmen. Nach der thermischen Wechselbadbelastung wurde die Verbundfestigkeit ermittelt und eine Analyse der Bruchflächen durchgeführt.

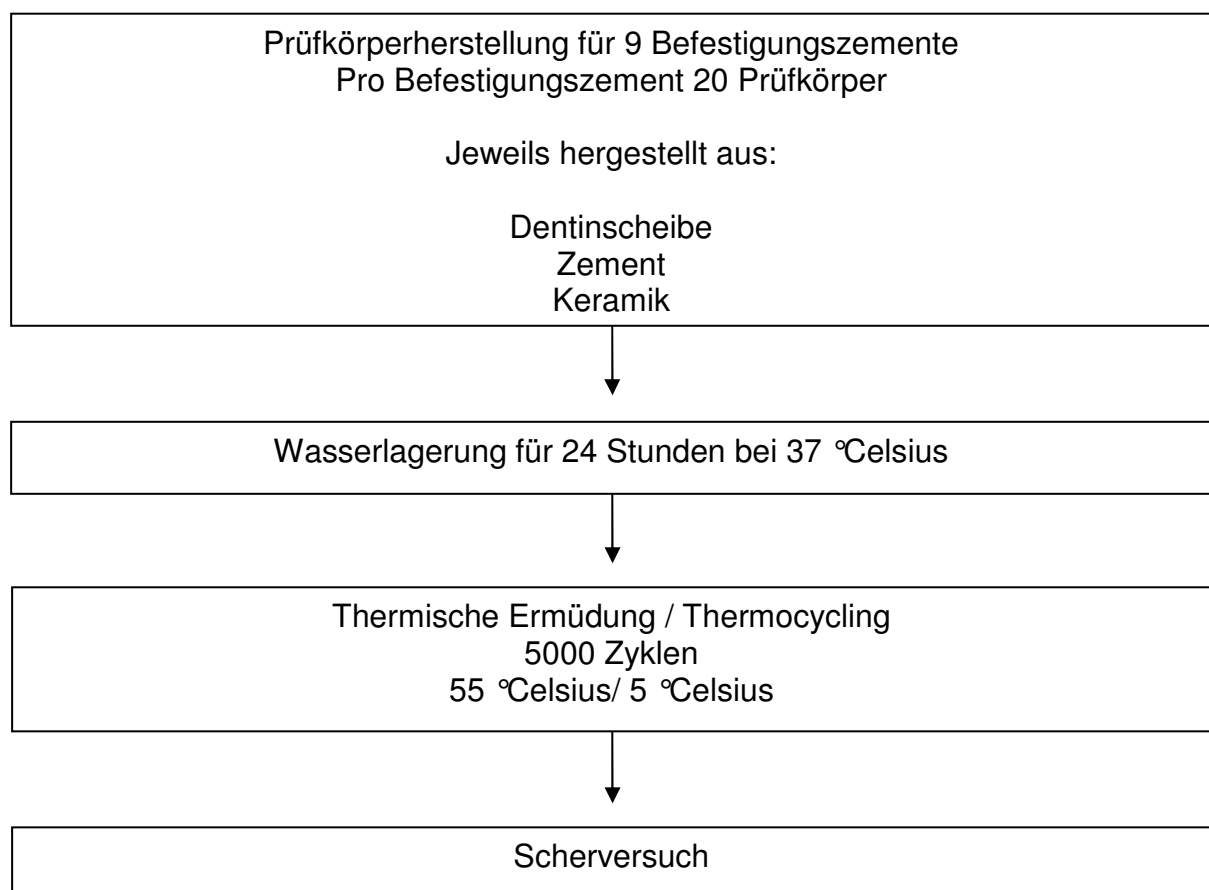


Abb. 3.2 Ablauf der Versuchsdurchführung

3.2.1.1 Vorbereitung der Versuchszähne

Die Zahnproben wurden mit der Schnittfläche nach unten in kaltpolymerisierendem Kunststoff Technovit 4004 (transparent, Kulzer, Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland) eingebettet (Abb. 3.3). Um die Schmierschicht zu simulieren, die sich klinisch auf Grund der mechanischen Bearbeitung des Dentins durch den Bohrer ergibt, wurden nach Abbinden des Kunststoffes die Proben mit Siliziumkarbid-Papier (Leco® VP 100, Leco Instrumente GmbH, Germany) der Körnungsgröße 180 geschliffen. Durch optische Kontrolle wurde sichergestellt, dass auf den Dentinflächen weder Schmelz- noch Kunststoffareale zu finden waren.



Abb. 3.3 Eingebetteter Zahn

3.2.1.2 Applikation der Keramikscheiben auf die Versuchszähne

Im Anschluss wurden die präparierten Keramikscheiben nach Herstellervorschrift auf die Zahnproben befestigt (Abb. 3.4). Hierfür wurden die Dentinoberflächen mit Wasserspray gesäubert und anschließend mit wasser- und ölfreier Luft trocken geblasen. Die Keramikscheibe wurde für 20 Sekunden mit Flusssäure (IPS Ceramic Ätzel, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) angeätzt. Anschließend wurde die Flusssäure mit Wasser abgespült. Nachdem die Keramikscheibe trocken geblasen wurde, ist Silan (Monobond-S, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) aufgetragen worden.

Bei den selbstadhäsiven Befestigungszementen G-Cem Capsule, G-Cem Automix, RelyX Unicem, SmartCem 2, iCem, Clearfil SA sowie Maxcem Elite wurde auf das Anätzen mit Phosphorsäure sowie auf die Verwendung eines Primers und/oder Bondings zur Vorbehandlung der Zahnschubstanz verzichtet. Jedes der selbstadhäsiven Befestigungszemente ist laut Herstellervorschrift auf die Dentinoberfläche der Zahnprobe aufgetragen worden. Mit leichtem Anpressdruck wurde die Keramikscheibe auf den Versuchszahn appliziert und anschließend die Überschüsse mit einem Mikrobrush entfernt.

Zum Vergleich zu den selbstadhäsiven Befestigungszementen fanden auch die konventionellen Befestigungszemente Panavia F 2.0 sowie DentinBuild Anwendung. Im Gegensatz zu den selbstadhäsiven Befestigungszementen mussten bei Anwendung der konventionellen Befestigungszemente die Dentinoberflächen vorbehandelt werden. Bei der Verwendung von Panavia F 2.0 wurde nach Säuberung und Trocknung der Zahnfläche ED PRIMER II A und B zu gleichen Mengen vermischt und auf den Zahn aufgetragen. Nach einer Wartezeit von 20 Sekunden wurde die ED PRIMER II Mischung mit einem vorsichtigen Luftstoß getrocknet. Anschließend wurden gleiche Mengen der Panavia F 2.0 Pasten A und B dosiert und miteinander vermischt. Die Pastenmischung wurde auf die vorbehandelte Keramikfläche aufgetragen, welche wiederum mit leichtem Anpressdruck auf den Versuchszahn appliziert wurde. Die Überschüsse wurden anschließend mit einem Mikrobrush entfernt.

Bei der Anwendung von DentinBuild wurde die Dentinschicht laut Herstellervorschrift für 15 Sekunden mit 37%iger Phosphorsäure angeätzt. Nach gründlichem Abspülen und vorsichtigem Trocknen der Dentinoberfläche wurde diese anschließend durch Auftragen von DentinBond für den Adhäsivverbund mit DentinBuild vorbereitet. Nach Verblasen der Bondingschicht wurde sie mit einer LED-Einheit (Freelight 2, 3M-Espe, 1200 mW/cm², Seefeld, Deutschland) für 10 Sekunden polymerisiert. Anschließend konnte die vorbehandelte Keramikfläche mit DentinBuild versehen werden. Mit leichtem Anpressdruck wurde die Keramikscheibe auf den Versuchszahn appliziert. Die Überschüsse wurden mit einem Mikrobrush entfernt.

Alle Proben wurden unter Verwendung der oben genannten LED-Einheit für 20 Sekunden ausgehärtet. Die LED-Einheit wurde direkt auf der Probenoberfläche zentriert, um die maximale Energie des Lichtes aufrecht zu halten.



Abb. 3.4 Eingebetteter Zahn mit applizierter Keramikscheibe

Zur Prüfung der Verbundfestigkeit wurden für jeden Befestigungszement jeweils 20 Prüfkörper hergestellt.

3.2.1.3 Lagerung der Proben

Die fertig gestellten Proben wurden nach dem Polymerisieren für 24 Stunden bei 37°Celsius im Wärmeschränk gelagert. Während dieser Zeit befanden sich die Prüfkörper in destilliertem Wasser.

3.2.1.4 Thermische Wechselbelastung

Um die künstliche Alterung der Proben zu simulieren, wurden alle Versuchsproben 5000 Thermozyklen ausgesetzt. Hierfür wurden die Zähne mit Hilfe einer Schwenkvorrichtung für 30 Sekunden in 5°Celsius kaltes destilliertes Wasser getaucht (Abb. 3.5). Nach einer Abtropfzeit von 5 Sekunden bei Raumtemperatur wurden sie für weitere 30 Sekunden in 55°Celsius warmes destilliertes Wasser getaucht. Dieser Vorgang wiederholte sich 5000-mal. Durch dieses Verfahren konnte innerhalb kurzer Zeit ein Alterungsprozess simuliert sowie die Beständigkeit der Zementierung kontrolliert werden.



Abb. 3.5 Thermowechselbad der Firma Willytec Dental Research (Gräfeling, Deutschland)

3.2.1.5 Bestimmung der Verbundfestigkeit

Im Anschluss erfolgten die Scherversuche an einer Universalprüfmaschine (Abb. 3.6, MCE 2000ST, Quick-Test, Prüfpartner GmbH, Langenfeld, Deutschland). Die Maschine arbeitet mit einer PC-gesteuerten Messelektronik.



Abb. 3.6 Universalprüfmaschine MCE 2000ST, Quick-Test

Die Prüfkörper wurden derart in dessen Halterung eingesetzt, dass eine rein axiale Kraftapplikation auf die Keramikscheibe ermöglicht werden konnte (Abb. 3.7).

Der Scherkolben bewegte sich mit einer konstanten Vorschubbewegung von 0,5mm/min in Richtung Keramikkörper.

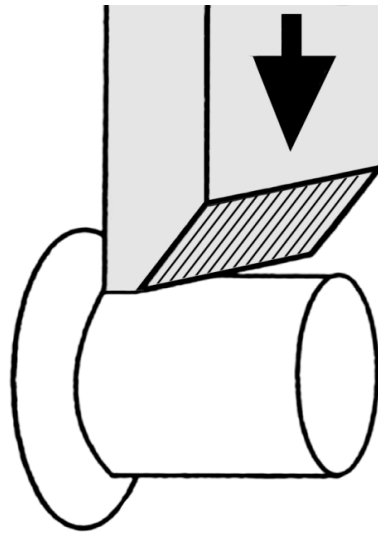


Abb. 3.7 Schematische Darstellung des Abschervorgangs

Die Vorlast betrug 1N. Nachdem der Kontakt zwischen Scherstempel und Keramikkörper erreicht war, kam es beim weiteren Vorschub zu einer kontinuierlich größer werdenden Kraft. Die Kraft, die zum Abriss der Keramikscheibe vom Versuchszahn führte, wurde aufgezeichnet und zur Berechnung der Verbundfestigkeit verwendet. Hierzu kam folgende Formel zum Einsatz:

$$\text{Verbundfestigkeit [MPa]} = \frac{\text{Prüflast bei Lösung des Verbundes} = F_{\max} [\text{N}]}{\text{Verbundfläche [mm}^2\text{]}}$$

Nach Abriss der Keramikscheiben wurde mit Hilfe einer Lupe bei 5-facher Vergrößerung untersucht, ob es sich bei dem vorliegenden Bruch um einen Adhäsions-, Kohäsions- oder um einen kombinierten Bruch handelt.

Als Adhäsionsbruch ist ein Bruch zu verstehen, bei dem der Abriss zwischen Befestigungszement und Keramik bzw. Zahnoberfläche erfolgt. Zahn und Keramik bleiben dabei unbeschädigt (Abb. 3.8).

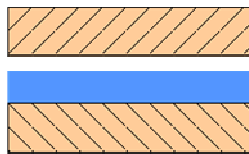


Abb. 3.8 Schematischer Aufbau Adhäsionsbruch

Beim Kohäsionsbruch erfolgt der Abriss innerhalb des Zahnes oder der Keramik (Abb. 3.9).

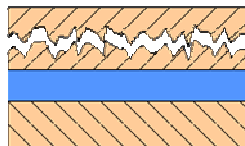


Abb. 3.9 Schematischer Aufbau Kohäsionsbruch

Beim kombinierten Bruch treten Adhäsionsbruch und Kohäsionsbruch örtlich verteilt auf (Abb. 3.10).

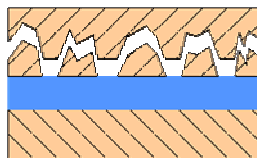


Abb. 3.10 Schematischer Aufbau kombinierter Bruch

3.2.2 Prüfung der mikromechanischen Eigenschaften der Befestigungszemente

3.2.2.1 Herstellen der Proben

Der zweite Teil der Untersuchungen befasste sich mit den mikromechanischen Eigenschaften der Befestigungszemente. Hierfür wurden von jedem Befestigungszement jeweils 6 Prüfkörper hergestellt. Zur Herstellung eines Prüfkörpers wurden die Komponenten des Befestigungszementes laut Herstellervorschrift miteinander vermischt und auf einen geeigneten Träger, einer Kunststoffplatte, in Tropfenform aufgetragen. Um einen besseren Verbund zwischen Untergrund und Zement herzustellen, wurde die Kunststoffplatte mit Schleifpapier angeraut. Um eine gleichmäßige Schichtstärke sowie eine plane Oberfläche der Prüfkörper zu erreichen, wurde zuerst ein Frasacostreifen und zusätzlich eine weitere Kunststoffplatte aufgelegt, die bei allen Proben gleich groß waren. Dadurch wurde außerdem das Entstehen einer Sauerstoffinhibitionsschicht verhindert. Anschließend wurde die aufgelegte Kunststoffplatte wieder entfernt und eine für diese Studie angefertigte Keramikscheibe (Lithium-Disilikat-Glaskeramik, IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) von 2 mm Höhe und einem Durchmesser von 19 mm auf die Probe gelegt. Die so vorbereiteten Prüfkörper wurden sofort mit einer LED-Einheit (Freelight2, 3M-ESPE, 1200 mW/cm², Seefeld, Deutschland) für 20 Sekunden belichtet. Dabei wurde die LED-Einheit direkt auf der Probenoberfläche zentriert, ohne sie jedoch zu berühren.

Pro Befestigungszement wurden 6 Proben hergestellt.

3.2.2.2 Lagerung der Proben

Die fertig gestellten Proben wurden nach dem Polymerisieren für 5 Tage bei 37°Celsius im Wärmeschränk gelagert. Dies entspricht zeitlich der im ersten Versuchsteil erfolgten Lagerung der Prüfkörper von 24 Stunden im Wärmeschränk und nachfolgender Ermüdung durch 5000 Thermozyklen (= 4 Tage).

3.2.2.3 Bestimmung der mikromechanischen Eigenschaften

Mit Hilfe eines Universalhärtemessverfahrens (Abb. 3.11, Fischerscope H 100 C, Sindelfingen, Deutschland) wurden die mikromechanischen Eigenschaften der Befestigungszemente bestimmt.



Abb. 3.11 Universalhärtemessgerät (Fischerscope H100C, Sindelfingen, Deutschland, Quelle: www.helmut-fischer.com)

Die Messungen erfolgten gemäß DIN 50359-1:1987-10 (Abb. 3.12). Es wurden die Vickershärte (HV), der E-Modul (E), Kriechen (Cr) und das Verhältnis der elastischen Eindringarbeit des Indentors zur totalen aufgebrauchten Arbeit (W_e/W_{tot}) ausgewertet.

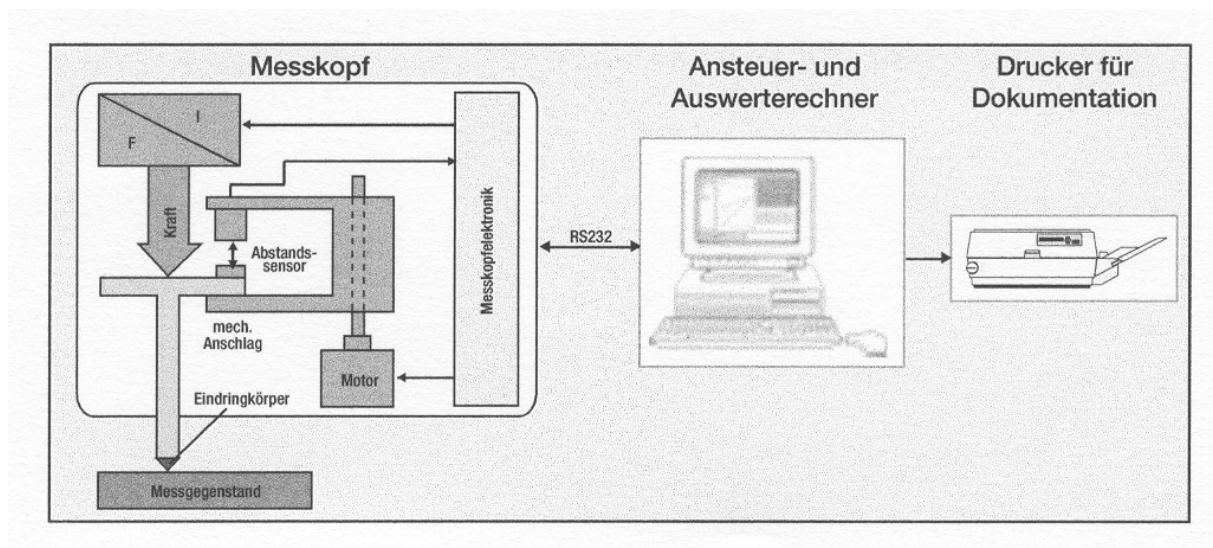


Abb. 3.12 Schematischer Aufbau für das Universalmessverfahren (Quelle: www.helmut-fischer.com)

Die Messungen erfolgten vollautomatisiert. Durch Eingabe der XY-Koordinaten wurden 10 Messstellen pro Prüfkörper vorprogrammiert. Dadurch ergab sich eine Anzahl von insgesamt 60 Messpunkten pro Befestigungszement. Diese befanden sich möglichst mittig der Proben. Die Messpunkte wurden graphisch stilisiert in einem XY-Diagramm dargestellt. Die angefahrenen Messstellen wurden dabei auf dem PC-Bildschirm in einem Farbvideobild gezeigt. Im Bereich der vorprogrammierten Messpunkte wurde ein Eindringkörper in Form einer vierseitigen Diamantpyramide mit quadratischer Grundfläche und mit einem Winkel von 136° an den gegenüberliegenden Flächen mit kontrollierter Kraft in den Prüfkörper gedrückt (Abb. 3.13).

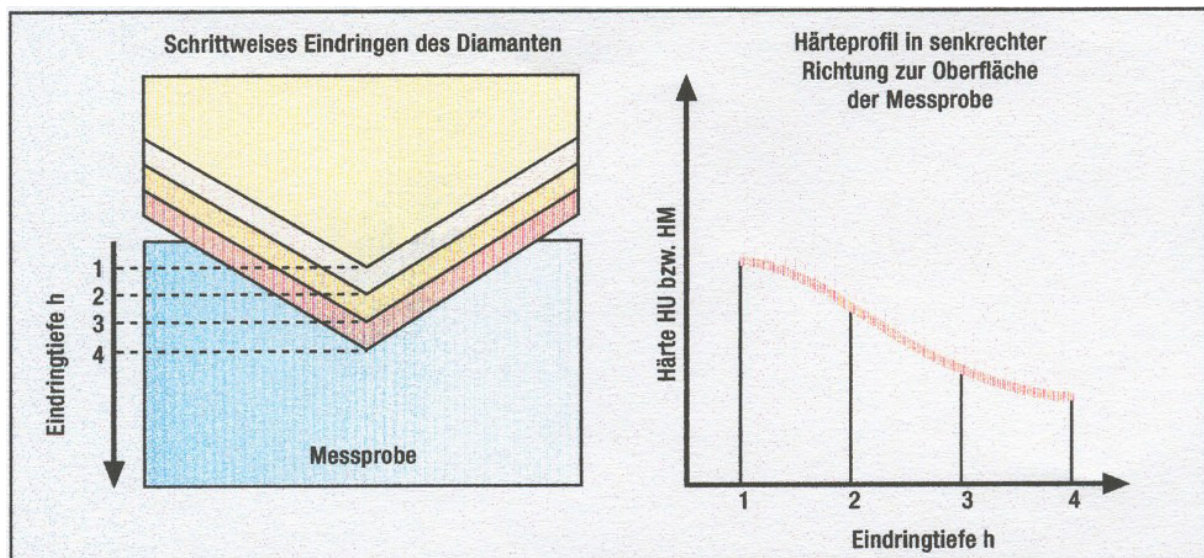


Abb. 3.13 Diamantpyramide während des Messvorgangs (Quelle: www.helmut-fischer.com)

Dabei erhöhte und verringerte sich die Prüflast mit einer konstanten Geschwindigkeit zwischen 0,4 mN und 500 mN. Die Prüfkraft F und die Eindringtiefe h der Diamantpyramide wurden kontinuierlich gemessen. Da die Geometrie der Diamantpyramide bekannt ist, war es möglich aus der Eindringtiefe die Universalhärte zu berechnen. Durch eine Vielzahl von Messungen konnte der Gerätehersteller einen genauen Zusammenhang zwischen Universalhärte und Vickershärte feststellen und einen Umrechnungsfaktor berechnen. Dadurch konnten die Messergebnisse in Vickershärte angegeben werden.

Abbildung 3.14 kann man den Messzyklus entnehmen.

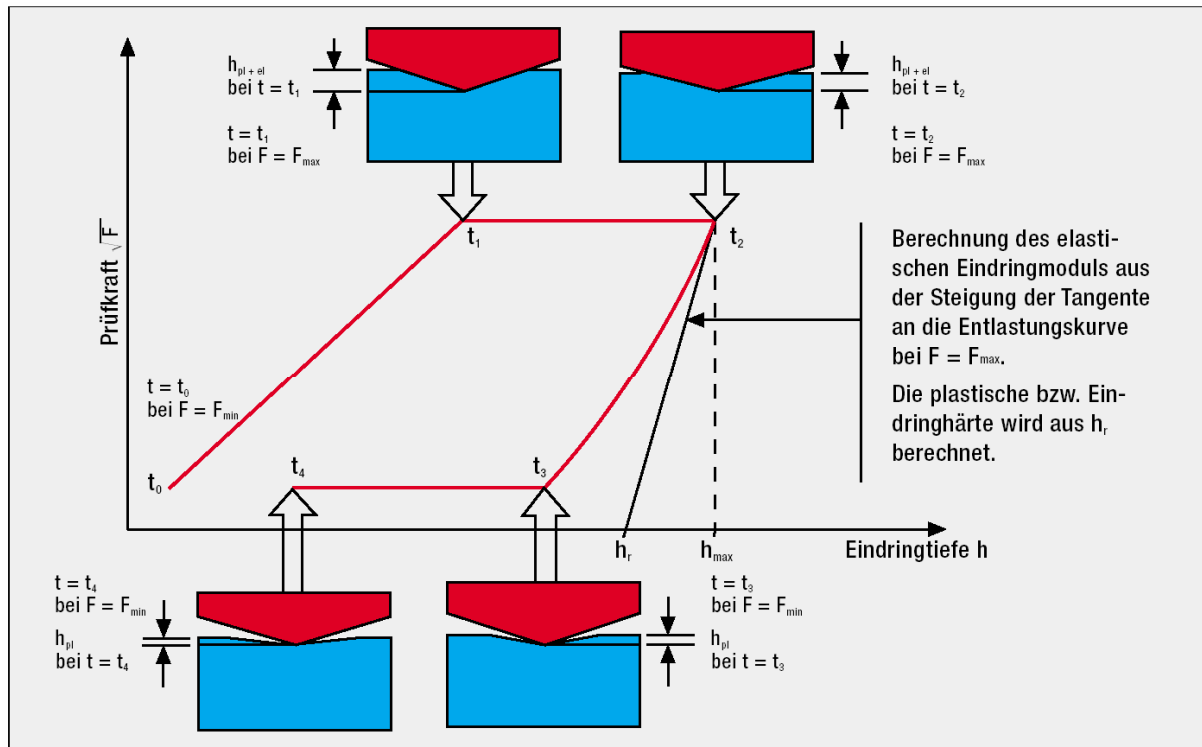


Abb. 3.14 Schema Messzyklus (Quelle: www.helmut-fischer.com)

Der Messzyklus des Härteprüfgerätes Fischerscope H100C wird mit folgenden Zeitabschnitten beschrieben (www.helmut-fischer.com):

t0 – t1: Prüfkraftaufbringung von minimaler bis maximaler Prüfkraft. Plastische und elastische Verformung ergeben den gesamten Härteeindruck. Nur in diesem Zeitabschnitt erfolgt eine Härteberechnung.

T1 – t2: Die maximale Prüfkraft wird während einer vorwählbaren Zeitdauer konstant gehalten.

Die gemessene Eindringtiefenänderung gibt Aufschluss über das Kriechverhalten des Materials.

T2 – t3: Rücknahme der Prüfkraft. Aus der Steigung der sich ergebenden Kurve bei F_{\max} wird der „Elastische Eindringmodul“ berechnet.

T3 – t4: Die minimale Prüfkraft wird konstant gehalten.

3.2.3 Statistische Auswertung

Die Ergebnisse wurden mittels der einfaktoriellen Varianzanalyse ANOVA statistisch analysiert, wodurch geprüft wurde, ob sich die Mittelwerte der einzelnen Gruppen signifikant voneinander unterscheiden. Durch den anschließend durchgeführten Tukey's post-hoc test wurde untersucht, zwischen welchen Vergleichspaaren signifikante Differenzen vorlagen. Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha = 0,05$ festgesetzt. Die Messwerte wurden tabellarisch dokumentiert und aufgrund der besseren Anschauung mit Hilfe von Boxplot-Diagrammen dargestellt (Abb. 3.15).

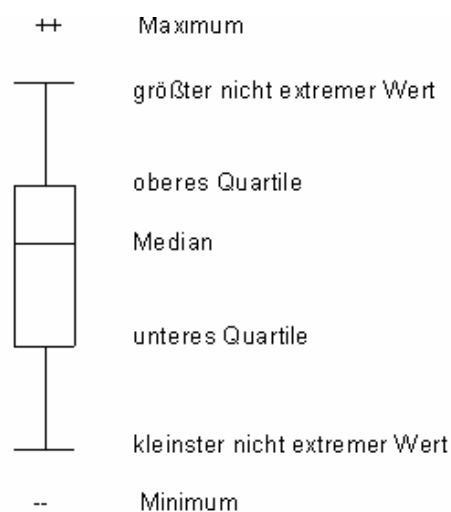


Abb. 3.15 Schema der Boxplottedarstellung

Um den Zusammenhang zwischen den experimentell ermittelten Werten für die Festigkeit und die Zuverlässigkeit der Befestigungszemente zu erhalten, wurde zusätzlich eine Weibull-Analyse durchgeführt. In der Auftragung von $\ln \ln [1/(1-F)]$ (mit F = Bruchwahrscheinlichkeit) in Abhängigkeit des Logarithmus der Haftfestigkeit wird durch die Messpunkte mittels einer linearen Regression eine Näherungsgerade gelegt. Der Weibullmodul m entspricht der Steigung dieser Geraden.

Die Bruchart wurde mit einer deskriptiven Statistik in Form einer Kreuztabelle ausgewertet.

Mit Hilfe eines Allgemeinen Linearen Modells wurden die Zwischensubjekteffekte bestimmt. Dabei wurden die Einflüsse der unabhängigen Variablen Material, Zementtyp sowie Volumenprozent und Gewichtsprozent des Füllstoffgehalts auf die abhängigen Variablen gezeigt. Als abhängige Variablen dienten E-Modul, Vickershärte, Kriechen, elastisch-plastische Verformung und die Verbundfestigkeit. Durch die statistische Korrelationsanalyse nach Pearson, mit 2-seitiger Signifikanz, wurde bestimmt, welche Materialeigenschaften am stärksten miteinander korrelieren.

4. Ergebnisse

Mit Hilfe der Statistiksoftware SPSS 17,0 (SPSS Inc., Chicago, USA) wurden die gewonnenen Daten ausgewertet.

4.1 Verbundfestigkeit und mikromechanische Eigenschaften

Für die 9 Befestigungszemente wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen für die Verbundfestigkeit zwischen Zahn und Keramik mittels Befestigungszemente bestimmt. Außerdem wurden die Mittelwerte sowie die Standardabweichungen für die mikromechanischen Eigenschaften E-Modul, Vickershärte, Kriechen sowie W_e/W_{tot} bestimmt. Die jeweiligen Werte sind in Tabelle 4.1 aufgeführt. Eine einfaktorielle Varianzanalyse zur Überprüfung der Unterschiede zwischen den getesteten Materialien ergab durch Anwendung des Tukey-post-hoc-Testes ($\alpha = 0,05$) eindeutig zu trennende Untergruppen. Homogene Untergruppen sind als hochgestellte Buchstaben dargestellt. Standardabweichungen sind nachstehend in Klammern angegeben.

Tabelle 4.1 Verbundfestigkeit und Mikromechanische Eigenschaften

Befestigungszement	Festigkeit	E	HV	Cr	W_e/W_{tot}
Clearfil SA	13,3 ^{bc} (5,1)	5,85 ^b (0,43)	15,10 ^b (1,35)	4,56 ^d (0,17)	29,79 ^b (1,31)
G-Cem Automix	18,3 ^c (10,4)	6,77 ^c (0,42)	14,78 ^b (1,49)	4,57 ^d (0,12)	25,82 ^a (0,74)
G-Cem Capsule	15,4 ^c (5,9)	6,92 ^c (1,11)	27,72 ^e (8,06)	4,71 ^e (0,29)	34,67 ^d (7,15)
iCEM	5,3 ^a (4,7)	5,71 ^b (0,16)	19,84 ^c (0,92)	5,84 ^g (0,12)	36,71 ^e (0,61)
Maxcem Elite	5,3 ^a (3,0)	7,57 ^d (0,54)	27,45 ^{de} (3,08)	5,47 ^f (0,24)	32,25 ^c (2,16)
RelyX Unicem	15,1 ^c (7,4)	14,83 ^f (0,85)	60,72 ^g (6,03)	3,70 ^a (0,12)	38,20 ^e (1,46)
SmartCem 2	8,3 ^{ab} (4,7)	3,06 ^a (0,53)	7,05 ^a (1,95)	3,76 ^a (0,26)	29,27 ^b (1,49)
DentinBuild	15,6 ^c (5,6)	10,23 ^e (0,57)	46,13 ^f (2,51)	4,17 ^b (0,11)	41,69 ^f (1,58)
Panavia F 2.0	15,4 ^c (7,4)	5,86 ^b (1,11)	25,36 ^d (2,33)	4,43 ^c (0,26)	37,22 ^e (3,86)

Festigkeit [MPa], E Elastizitätsmodul [GPa], HV Vickershärte [N/mm²], Cr Kriechen [%], W_e/W_{tot} elastisch-plastische Verformung [%],

Zur besseren Visualisierung werden die Werte für das E-Modul, Vickershärte Kriechen und W_e/W_{tot} sowie für die Verbundfestigkeit separat graphisch dargestellt.

4.1.1 Verbundfestigkeit

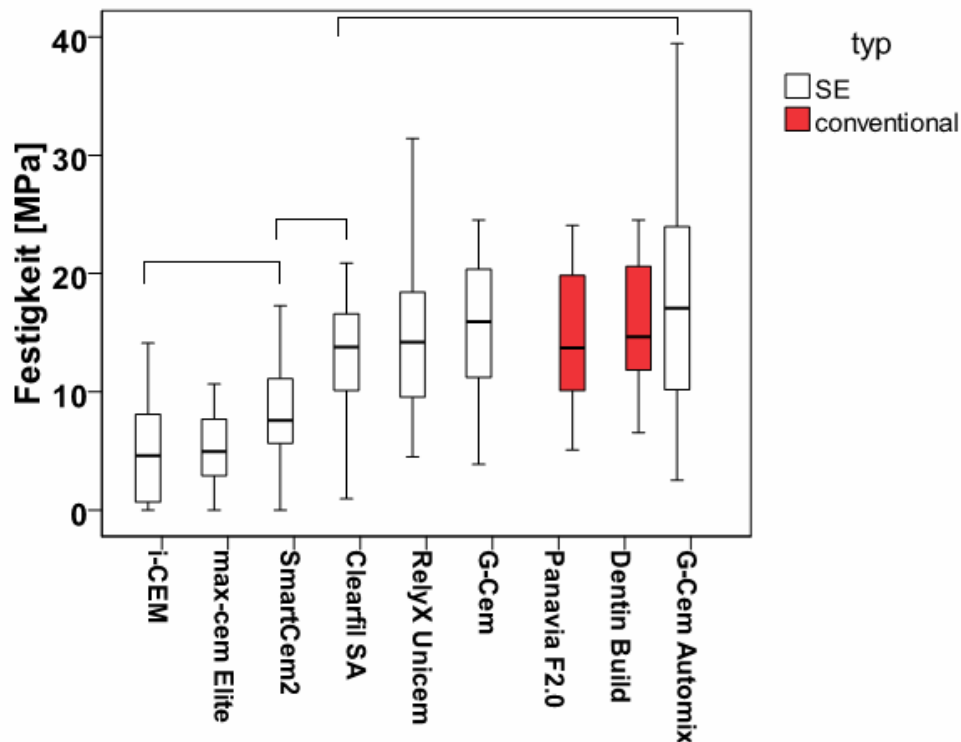


Abb. 4.1 Schematische Darstellung der Festigkeit,
homogene Gruppen werden durch Klammern angegeben,
SE: selbstadhäsiv, *conventional*: konventionell

Die signifikant höchste Verbundfestigkeit konnten die Befestigungszemente G-Cem Automix, DentinBuild, Panavia F 2.0, G-Cem Capsule, RelyX Unicem sowie Clearfil SA verzeichnen, die eine homogene Untergruppe bildeten und sich nicht signifikant voneinander unterschieden. Den höchsten Wert erreichte G-Cem Automix mit 18,29 MPa. Die niedrigsten Werte wurden für die Zemente iCem, Maxcem Elite und SmartCem 2 gemessen.

Um den Zusammenhang zwischen den experimentell ermittelten Werten für die Festigkeit und die Zuverlässigkeit der Befestigungszemente zu erhalten, wurde zusätzlich die Weibull-Statistik angewandt.

4.1.1.1 Weibull-Statistik

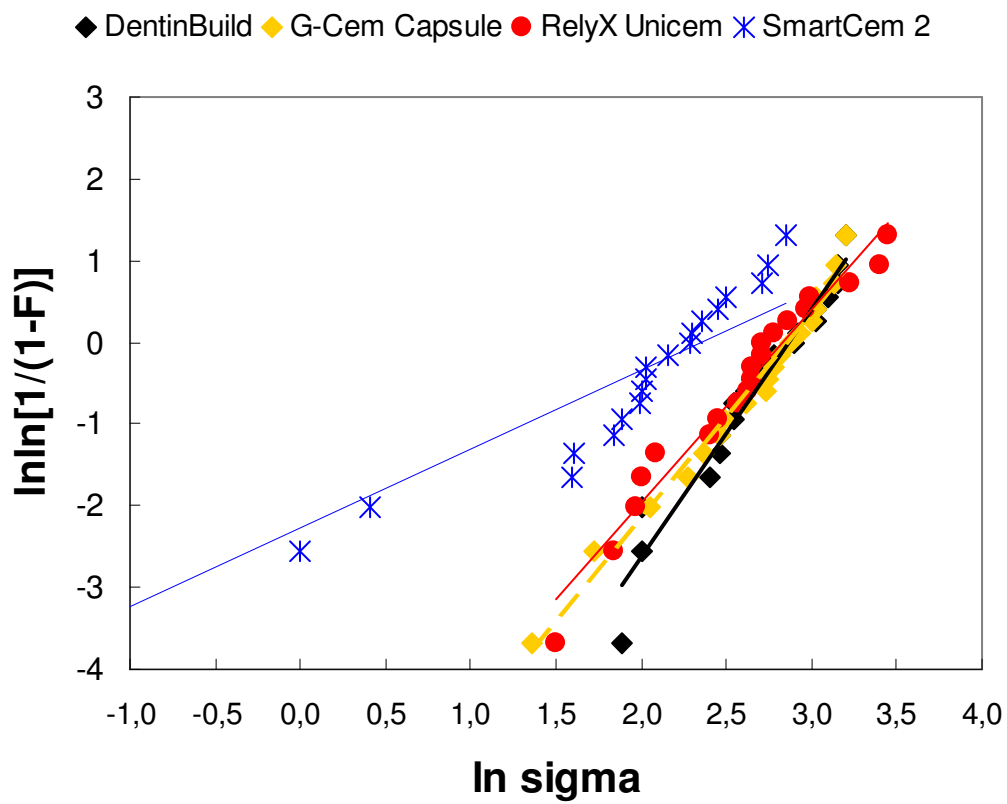


Abb. 4.2 Graphische Darstellung der Weibull-Analyse für DentinBuild, G-Cem Capsule, RelyX Unicem und SmartCem 2

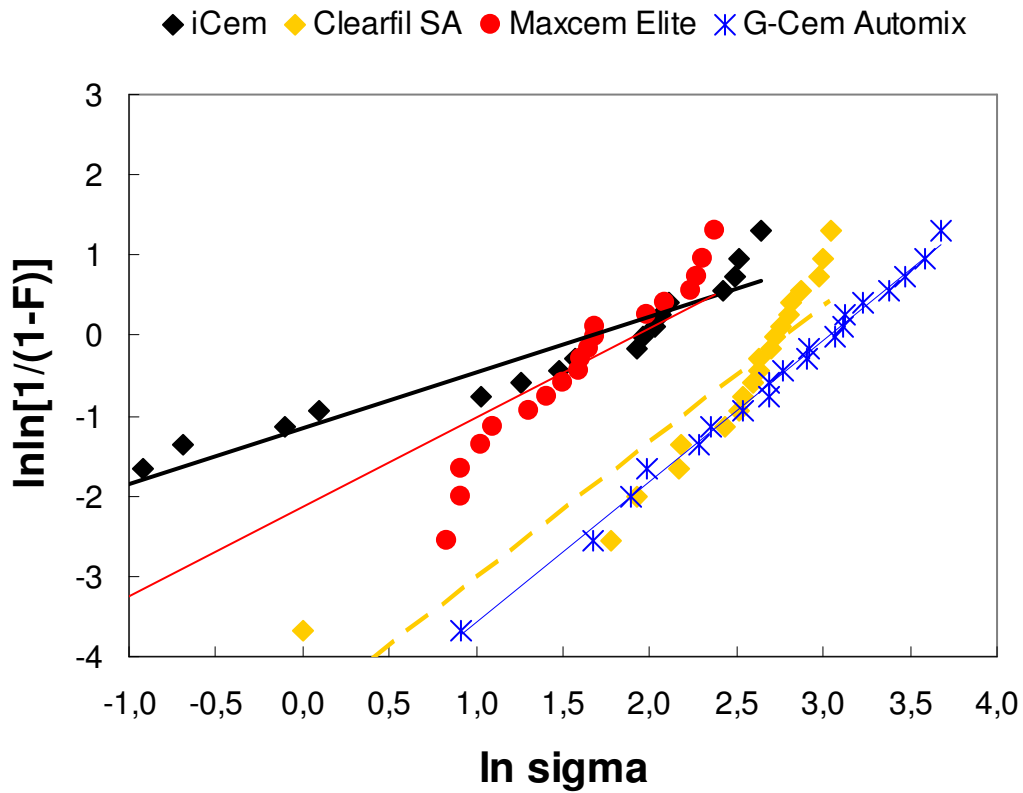


Abb. 4.3 Graphische Darstellung der Weibull-Analyse für iCem, Clearfil SA, Maxcem Elite und G-Cem Automix

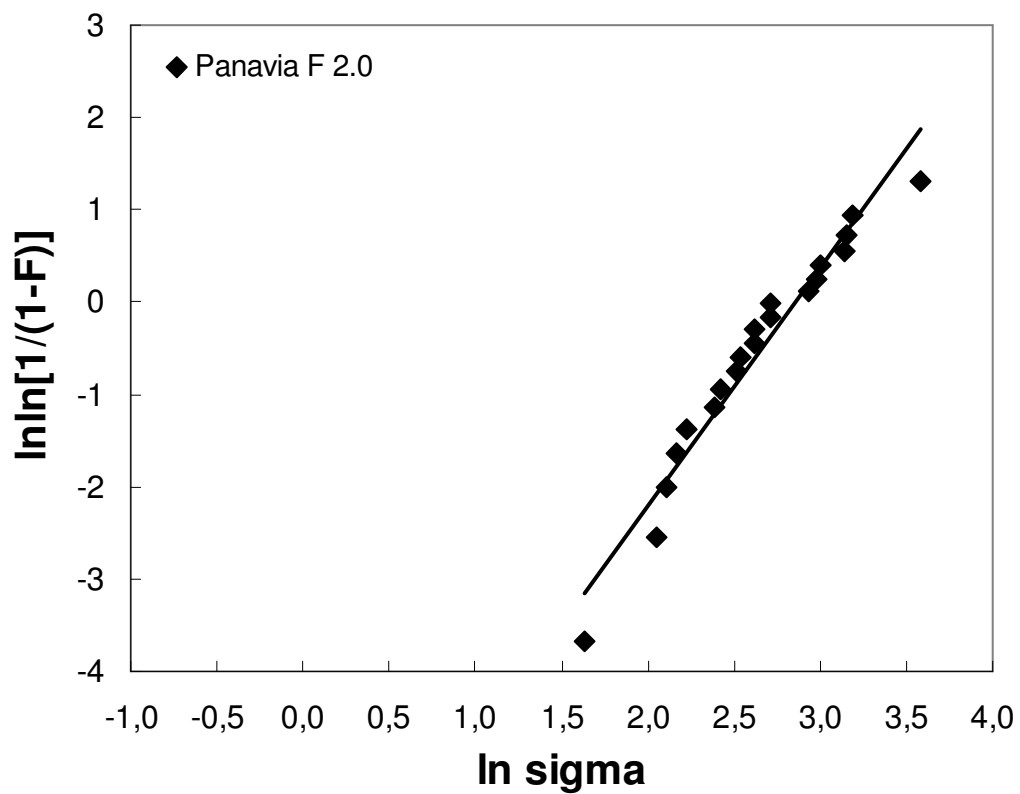


Abb. 4.4 Graphische Darstellung der Weibull-Analyse für Panavia F 2.0

Durch die logarithmische bzw. doppellogarithmische Skalierung wird der s-förmige Verlauf der Verteilungsfunktion zu einem linearen Graphen. Man erhält eine Ausgleichsgerade, welche die Festigkeitswerte annähert. Der Anstieg der Geraden ist der Weibullmodul m . Eine steil ansteigende Gerade spricht für eine hohe Zuverlässigkeit des Materials.

Die steilste Gerade lässt sich für DentinBuild verzeichnen, gefolgt von Panavia F 2.0, G-Cem Capsule und RelyX Unicem.

Tabelle 4.2 fasst die Festigkeit (σ , Mittelwert), den Weibullparameter m , die Festigkeit, die bei 63,2 % erreicht wird (charakteristische Festigkeit σ_0) und die Korrelation der Geraden (R^2) für die untersuchten Befestigungszemente im Scherversuch zusammen.

Tabelle 4.2 Festigkeit σ (Mittelwert, MPa), Weibullparameter m , charakteristische Festigkeit bei 63,2 % σ_0 (MPa), Korrelation der Gerade R^2 für die Scherversuche

Befestigungszement	σ	m	σ_0	R^2
DentinBuild	15,6	3,05	17,5	0,96
Panavia F 2.0	15,4	2,58	17,3	0,95
G-Cem Capsule	15,4	2,52	17,5	0,98
RelyX Unicem	15,1	2,37	16,9	0,96
G-Cem Automix	18,3	1,77	20,7	0,99
Clearfil SA	13,3	1,69	16,2	0,83
Maxcem Elite	5,3	1,12	6,8	0,81
SmartCem 2	8,3	0,96	10,6	0,85
iCEM	5,3	0,69	5,3	0,91

Der Weibullparameter m variiert im Scherversuch zwischen 0,69 für iCem und 3,05 für DentinBuild. Bezogen auf den Weibullparameter erweist sich daher DentinBuild als zuverlässigstes Material der untersuchten Befestigungszemente. iCem erwies sich als das unzuverlässigste Material der Serie.

4.1.1.2 Bruchart

Bei Betrachtung der Bruchflächen mit einer Lupe, ließen sich verschiedene Bruchtypen differenzieren.

Die prozentuelle Verteilung der Bruchtypen auf die einzelnen Befestigungszemente kann man Tabelle 4.3 entnehmen.

Tabelle 4.3 prozentuelle Verteilung der Bruchtypen auf die Befestigungszemente

Befestigungszement	Adhäsiver Bruch	Kohäsiver Bruch	Mischbruch
Clearfil SA	100 %	0 %	0 %
G-Cem Automix	95 %	0 %	5 %
G-Cem Capsule	100 %	0 %	0 %
iCEM	100 %	0 %	0 %
Maxcem Elite	100 %	0 %	0 %
RelyX Unicem	95 %	0 %	5 %
SmartCem 2	100 %	0 %	0 %
DentinBuild	95 %	0 %	5 %
Panavia F 2.0	95 %	0 %	5 %

Am häufigsten trat der adhäsive Bruch auf, bei dem sich die Keramikprobe mitsamt Befestigungszement von der Dentinoberfläche ablöste. Zu 100 % konnte diese Bruchart bei Clearfil SA, G-Cem Capsule, iCEM, Maxcem Elite sowie SmartCem 2 beobachtet werden. Bei den Befestigungszementen G-Cem Automix, RelyX Unicem, DentinBuild sowie Panavia F 2.0 traten neben adhäsiven Brüchen zu 5 % Mischbrüche auf. Dabei lösten sich einzelne Bereiche der Dentinoberfläche ab. Ein kohäsiver Bruch trat bei keinem der Proben auf.

4.1.2 Elastizitätsmodul

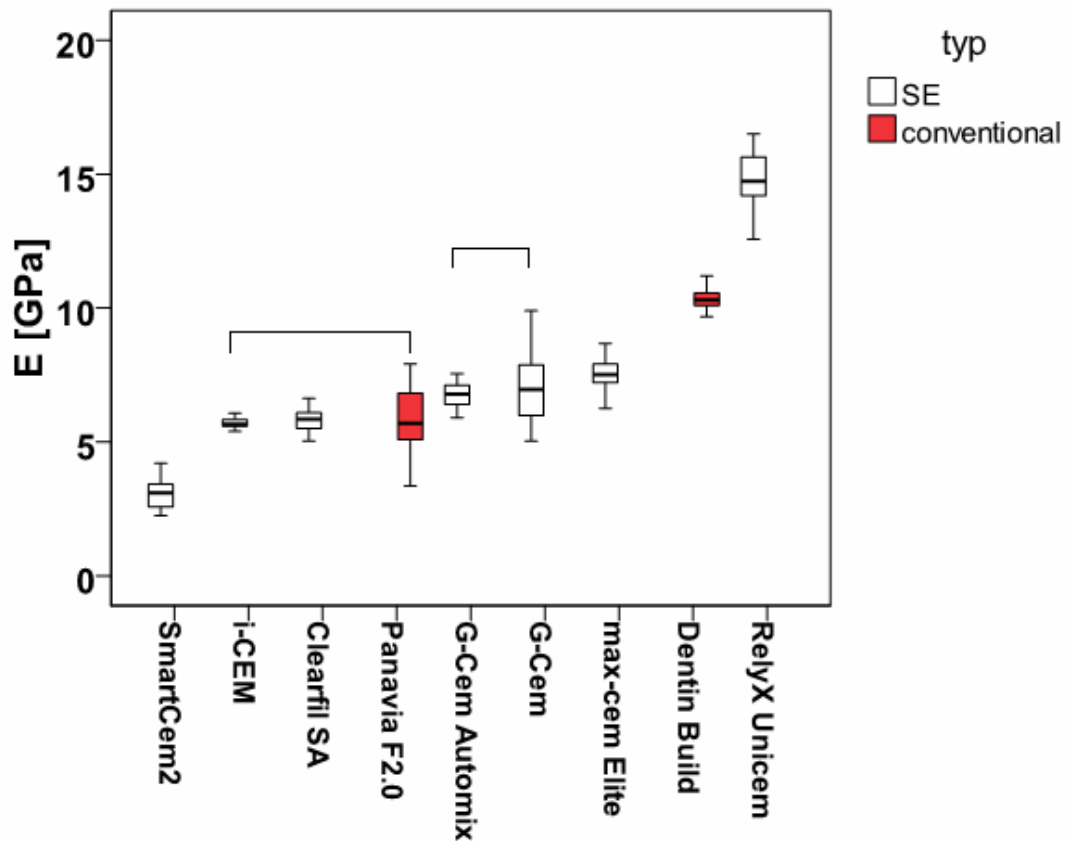


Abb. 4.5 Schematische Darstellung des Elastizitätsmoduls E [GPa],
homogene Gruppen werden durch Klammern angegeben,
SE: selbstadhäsiv, *conventional*: konventionell

Die höchsten Werte für das E-Modul zeigte RelyX Unicem, gefolgt von DentinBuild. Im mittleren Bereich befinden sich Maxcem Elite, G-Cem Capsule, G-Cem Automix, Panavia F 2.0, Clearfil SA sowie iCem. Den signifikant niedrigsten Wert erreichte SmartCem 2. Die Werte variieren zwischen 14,8 GPa für RelyX Unicem und 3,1 GPa für SmartCem 2 unter Bildung von 6 homogenen Untergruppen.

4.1.3 Vickershärte

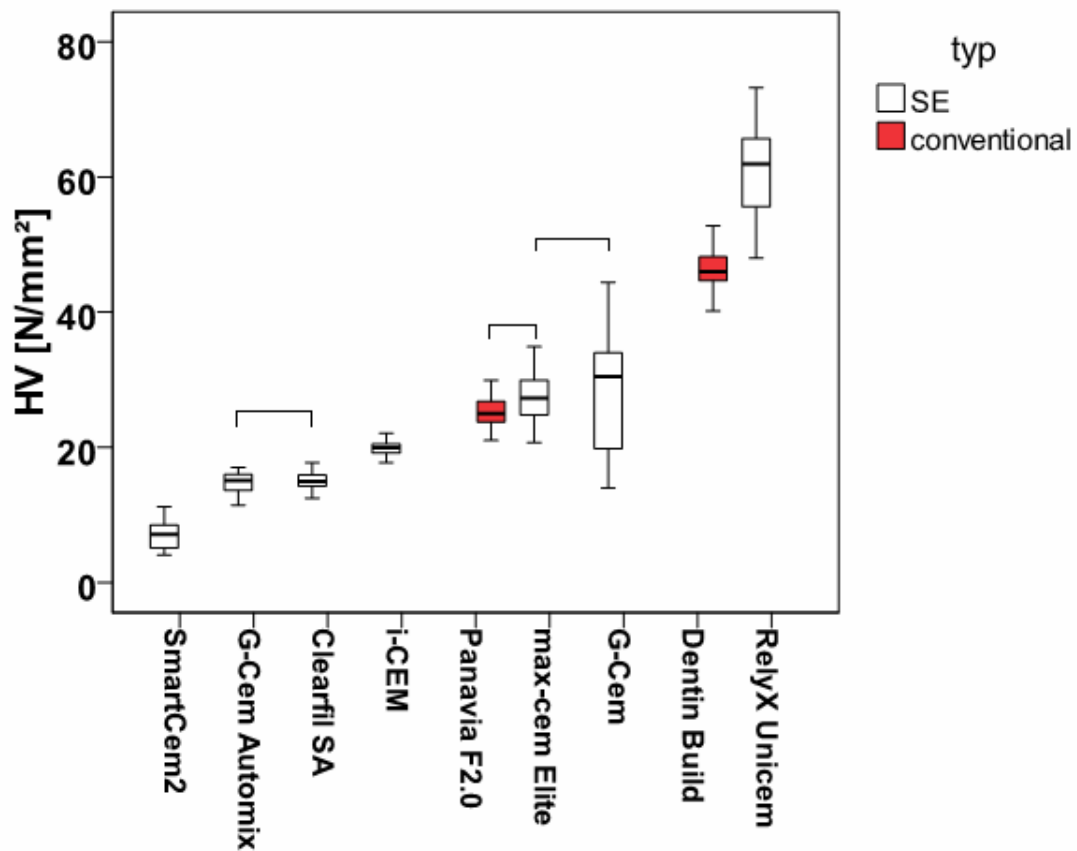


Abb. 4.6 Schematische Darstellung der Vickershärte HV [N/mm²],
homogene Gruppen werden durch Klammern angegeben,
SE: selbstadhäsiv, *conventional*: konventionell

Auch bei der Vickershärte erreichte RelyX Unicem mit 60,7 HV, gefolgt von DentinBuild (46,1 HV), die höchsten Werte. Im Mittelfeld lagen auch hier G-Cem Capsule, Maxcem Elite, Panavia F2.0, iCem, Clearfil SA sowie G-Cem Automix. Den niedrigsten Wert erreichte SmartCem 2 mit 7,1 HV.

4.1.4 Kriechen

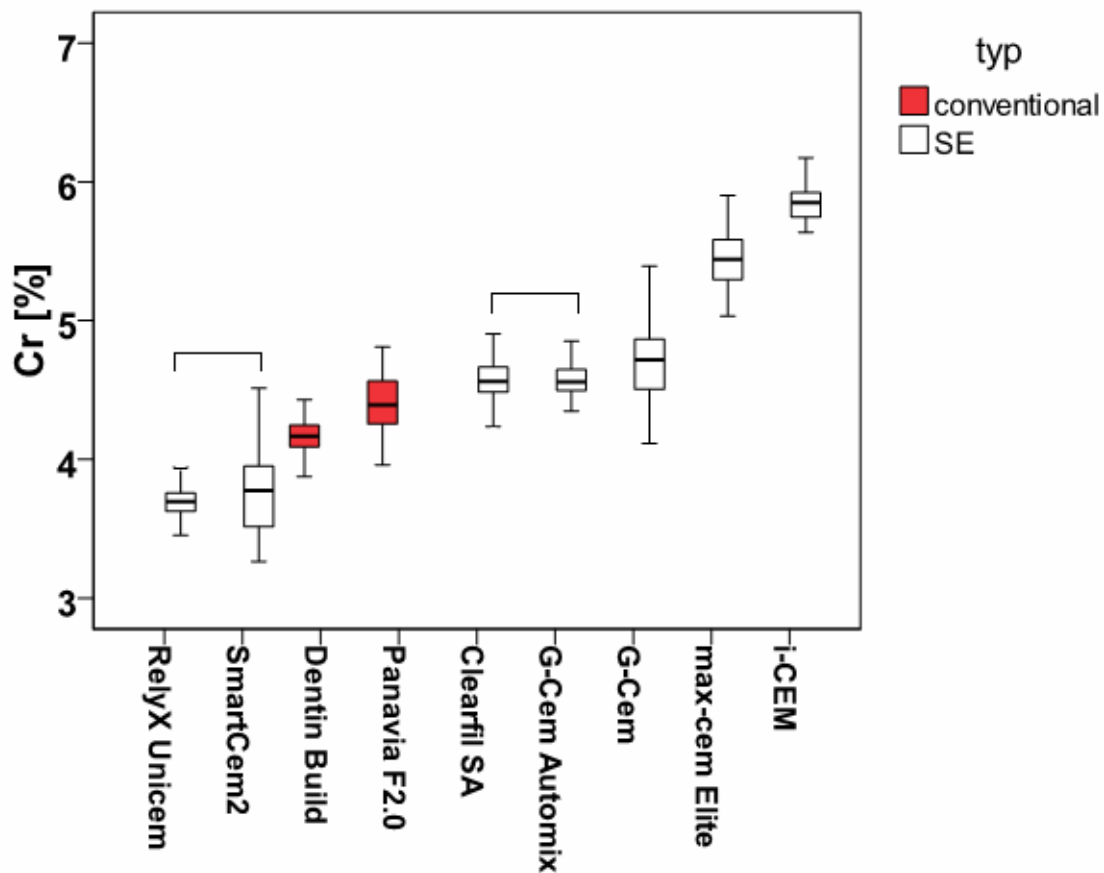


Abb. 4.7 Schematische Darstellung von Kriechen Cr [%],
homogene Gruppen werden durch Klammern angegeben,
SE: selbstadhäsiv, *conventional*: konventionell

Das beste Kriechverhalten wurde mit 3,7 % für RelyX Unicem gemessen. RelyX Unicem bildet mit SmartCem 2 eine homogene Untergruppe. Zwischen den beiden Materialien fanden hinsichtlich der Eigenschaft Kriechen keine signifikanten Unterschiede statt. Das schlechteste Kriechverhalten wurde mit 5,8 % für iCem gemessen.

4.1.5 Elastisch-plastische Verformung

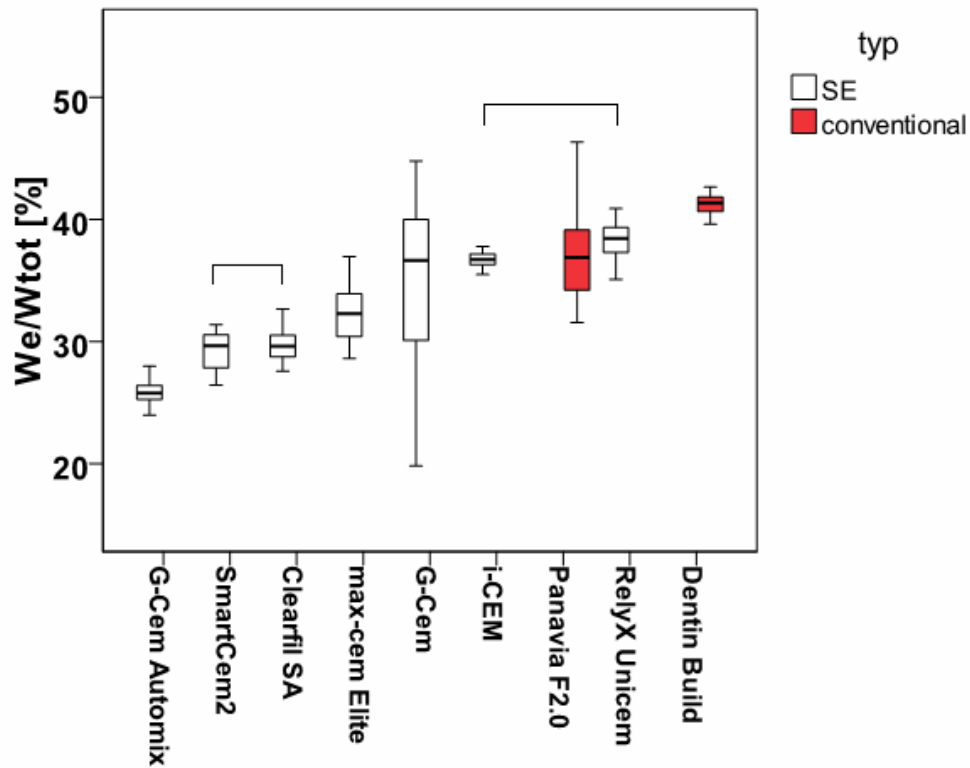


Abb. 4.8 Schematische Darstellung von W_e/W_{tot} [%],
homogene Gruppen werden durch Klammern angegeben
SE: selbstadhäsiv, *conventional*: konventionell

Bei der mikromechanischen Eigenschaft W_e/W_{tot} erreichte DentinBuild mit 41,7 % die höchsten Werte. Dicht gefolgt wurde DentinBuild von RelyX Unicem, Panavia F 2.0 und iCem, welche eine homogene Untergruppe bildeten. Der niedrigste Wert wurde mit 25,8 % für G-Cem Automix gemessen.

4.2 Zwischensubjekteffekte

Mit Hilfe eines Allgemeinen Linearen Modells konnten die Einflüsse der unabhängigen Variablen Material, Zementtyp sowie Volumenprozent und Gewichtsprozent des Füllstoffgehalts auf die abhängigen Variablen gezeigt werden. Als abhängige Variablen wurden E-Modul, Vickershärte, Kriechen, elastisch-plastische Verformung und die Verbundfestigkeit gewählt. Die Effektstärke wird durch Eta Quadrat angegeben. Je größer der Eta-Quadrat-Wert ist, desto größer ist der Einfluss der Parameter auf die abhängigen Variablen. Der Einfluss aller Parameter war statistisch signifikant ($\alpha = 0,05$), so dass die Tabelle 4.8 die Stärke des Effekts durch Eta Quadrat beschreibt.

In Tabelle 4.8 sind die gemessenen Eta-Quadrat-Werte zusammengefasst.

Tabelle 4.8 Übersicht über Einflüsse auf mikromechanische Eigenschaften und Verbundfestigkeit

	E	HV	Cr1	W_e/W_{tot}	Verbundfestigkeit
Material	0,95	0,97	0,94	0,77	0,35
Zement-Typ	0,02	0,15	0,05	0,36	0,05
Vol%	0,95	0,97	0,93	0,77	0,35
Gew%	0,95	0,97	0,88	0,77	0,28

Material: DentinBuild, G-Cem Capsule, RelyX Unicem, SmartCem2, iCem, Clearfil SA, Maxcem Elite, G-Cem Automix, Panavia F 2.0, *Zementtyp:* konventionell, selbstadhäsiv, *Vol%:* Füllstoffanteil in Volumenprozent, *Gew%:* Füllstoffanteil in Gewichtsprozent

E: E-Modul, *HV:* Vickershärte, *Cr1:* Kriechen, *W_e/W_{tot} :* elastisch-plastische Verformung

Die Parameter Material und Füllstoffgehalt (Vol% und Gew%) zeigen einen signifikanten Effekt auf alle Parameter, jedoch einen höheren Einfluss auf die mikromechanischen Eigenschaften E-Modul, Vickershärte, Kriechen und elastisch-plastische Verformung als auf die Verbundfestigkeit.

Der Zement-Typ übt einen signifikant sehr kleinen Einfluss auf die Eigenschaften E-Modul, Vickershärte und Kriechen sowie auf die Verbundfestigkeit aus. Auf die elastisch-plastische Verformung kann ein höherer Einfluss als auf die vorher genannten Parameter verzeichnet werden.

4.3 Korrelationen zwischen den Materialeigenschaften

Durch die statistische Korrelationsbestimmung nach Pearson, mit 2-seitiger Signifikanz, konnten folgende Zusammenhänge bestimmt werden:

Tabelle 4.9 Korrelation nach Pearson

	E	HV	Cr1	W _e /W _{tot}	Festigkeit	Bruch- art	Vol%	Gew%	m
E	1	0,93**	-0,28**	0,42**	0,24**	-	0,32**	-	-
HV	0,93**	1	-,29**	0,7**	0,16*	-	0,33**	0,15**	-
Cr1	-0,28**	-0,29**	1	-	-0,31**	-	-0,39**	-0,13**	-
W _e /W _{tot}	0,42**	0,7**	-	1	-	-	0,10	0,23**	-
Festigkeit	0,24**	0,16*	-0,31**	-	1	0,27**	0,47**	0,2*	-
Bruchart	-	-	-	-	0,27**	1	-	-	-
Vol%	0,32**	0,33**	-0,39**	0,10	0,47**	-	1	0,82**	0,76*
Gew%	-	0,15**	-,13**	0,23**	0,2	-	0,81**	1	-
m	-	-	-	-	-	-	0,76*	-	1

** die Korrelation ist auf einem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant

* die Korrelation ist auf einem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant

- keine signifikante Korrelation

Aus der Korrelationstabelle ist zu entnehmen, welche Materialeigenschaften am stärksten miteinander korrelieren. Dabei besteht der höchste lineare Zusammenhang, je dichter der Korrelationswert an 1 bzw. -1 reicht.

Die signifikant stärkste Korrelation zeigt sich mit einem Pearsonkoeffizient von 0,93 zwischen E-Modul und Vickershärte.

Des Weiteren kann ein deutlicher linearer Zusammenhang zwischen Vickershärte und elastisch-plastische Arbeit festgestellt werden (0,7).

Die Materialeigenschaft Kriechen korreliert signifikant schwach invers mit den Materialeigenschaften E-Modul, Vickershärte, Verbundfestigkeit und Füllstoffgehalt (Vol% und Gew%) der Befestigungszemente.

Zwischen Verbundfestigkeit und Volumenprozenten des Füllstoffgehalts liegt eine signifikant mäßige Korrelation vor (0,47). Die Korrelation zwischen Verbundfestigkeit und den Materialeigenschaften E-Modul, Vickershärte, Kriechen sowie Gewichtsprozenten des Füllstoffgehalts war signifikant, aber schwach.

5. Diskussion

5.1 Diskussion Material

5.1.1 Zahnauswahl

Für den Versuch kamen 90 Zähne der 2. Dentition zum Einsatz. Bei der Auswahl der Zähne wurde darauf geachtet, dass nur kariesfreie Zähne Anwendung fanden. SCHALLER et al. (1998) stellte in ihrer Studie fest, dass die Haftkraft durch kariös verändertes Dentin verändert wird. Die Haftkraft am normalen Dentin ergab signifikant höhere Werte als am kariös veränderten Dentin.

Bis zur Herstellung der Proben wurden die Zähne in destilliertem Wasser unter Zugabe von Natriumazid gelagert, um eine Austrocknung zu vermeiden. Zahlreiche Studien belegen, dass die Lagerungszeit zwischen Extraktion und Probenherstellung keinen signifikanten Einfluss auf die Haftkraft hat [FINGER 1988] [PASHLEY et al. 1988] [MITCHEM et GRONAS 1986]. Dennoch wurde darauf geachtet, dass die Zähne nicht länger als 6 Wochen gelagert wurden.

Eine exakte Altersbestimmung der Zähne war bei den Versuchen allerdings nicht möglich. Der physiologische Alterungsprozess, bei dem sich die Kanäle durch Kalzifizierung verengen [STANLEY et al. 1983], blieb daher unberücksichtigt. Durch eine Randomisierung der Zähne in die jeweiligen Gruppen wurde dieser Tatsache jedoch Rechnung getragen.

5.1.2 IPS e.max Press

Bei IPS e.max Press handelt es sich um eine Lithium-Disilikat-Glaskeramik, die die höchsten ästhetischen Ansprüche erfüllt.

Durch ein verändertes Herstellungsverfahren konnten die physikalischen Eigenschaften der Lithium-Disilikat-Keramik IPS e.max Press gegenüber seinem Vorgänger IPS Empress2 verbessert werden [CONRAD et al. 2007]. In einer Studie von ALBAKRY et al. (2003) konnte IPS e.max Press eine höhere biaxiale Biegefestigkeit (440 MPa) als IPS Empress2 (407 MPa) aufweisen.

Die hohen Festigkeitswerte sind auf den hohen Anteil der Lithium-Disilikat-Kristalle zurückzuführen. Durch eine kontrollierte Kristallisation der Lithium-Disilikat-Keramik entstehen verlängerte Keramikristalle. Dadurch soll die Ausbreitung von Rissen verhindert werden, wodurch die Bruchgefahr der Restauration reduziert wird. Außerdem ermittelten ALBAKRY et al. (2003) höhere Weibullmoduli für IPS Empress2 (8,5) sowie für IPS e.max Press (7,5) im Vergleich zu deren Vorgänger IPS Empress (4,5), woraus geschlossen werden kann, dass die ermittelten Werte dieser Materialien zuverlässiger sind und weniger streuen.

5.1.3 Befestigungszemente

In der vorliegenden Studie sollte die Haftung zwischen Zahn und Keramik mittels 9 verschiedener Befestigungszemente verglichen werden. Außerdem sollten deren mikromechanischen Eigenschaften untersucht werden. Es wurden 7 selbstadhäsive sowie 2 konventionelle Zemente ausgewählt. Die verwendeten selbstadhäsiven Befestigungszemente stellen einen Querschnitt der momentan auf dem Markt verfügbaren Systeme dar. Wegen ihrer einfachen Handhabung und der daraus resultierenden Zeitersparnis erfreuen sie sich unter den Behandlern gegenüber den konventionellen Befestigungszementen großer Beliebtheit. Als Vertreter der konventionellen Zemente wurden Panavia F 2.0 und DentinBuild ausgewählt. DE KANTER et al. (1998) und OZCAN et al. (2008) beschrieben die gute klinische Eignung von Panavia F 2.0 zur Befestigung von vollkeramischen Restaurationen. Aus diesem Grund wurde Panavia F 2.0 neben DentinBuild als Referenz zur Bewertung der konventionellen Befestigungszemente herangezogen.

Die Anwendung der beiden konventionellen Zemente macht eine Vorbehandlung der Zähne erforderlich. Bei den selbstadhäsiven Befestigungszementen konnte auf eine Vorbehandlung der Zahnoberflächen verzichtet werden. Alle Befestigungssysteme wurden exakt nach Herstellerangaben angewandt.

5.2 Diskussion Methoden

5.2.1 Herstellung der Prüfkörper

Um die Verbundfestigkeit zu untersuchen, wurden Keramikscheiben identischer Dimension aus Lithium-Disilikat-Glaskeramik hergestellt. Diese wurden mittels 9 verschiedener Befestigungszemente auf die jeweiligen Zahnproben appliziert. Dafür wurde die Keramikoberfläche laut Herstellerangaben vorbehandelt. Für ein optimales Ätzmuster der Keramik wurde Flusssäure für 20 Sekunden appliziert und anschließend abgespült und trocken geblasen. Das entstandene mikroretentive Ätzmuster der Keramik sichert den mikromechanischen Verbund zwischen Keramik zum Befestigungszement. Studien belegen außerdem eine Verbesserung des Haftverbundes von Keramiken durch die Verwendung von Silanen [BRENTTEL et al. 2007]. Durch silanisieren der Keramikoberflächen kommt es zum chemischen Verbund zwischen Befestigungszement und Keramik.

Deswegen sollten Silane routinemäßig für die Vorbehandlung von Keramik angewandt werden. In der vorliegenden Studie fand Monobond S Anwendung, welches für 5 Minuten auf die Keramikoberfläche aufgetragen wurde. Durch die Silanisierung entsteht eine reaktive Oberfläche. Dabei reagiert das hydrolysierte Silan mit den freien Hydroxylgruppen der silikatischen Keramikoberfläche.

Da die Haftfestigkeit am Dentin von der Lokalisation der Klebefläche am Zahn abhängt [WATANABE et al. 1996], wurde die Schnittfläche bei allen Zahnproben in gleicher Höhe des Zahnes gewählt. Die Schnittflächen aller Zahnproben befanden sich somit in den mitteltiefen Dentinarealen. FINGER (1988) beschrieb in seiner Studie ein Absinken der Haftwerte bis zu 40 % im pulpanahen Dentin im Vergleich zu pulpafernen Dentin. Gründe dafür seien eine höhere Dichte an Dentintubuli und ein geringerer Anteil an Kollagenfasern, wodurch die mikromechanische Haftung negativ beeinflusst sein kann [YOSHIYAMA et al. 1995]. Außerdem führt die Anwesenheit von Flüssigkeit innerhalb der Dentinkanälchen zu einer Reduktion der Haftkräfte [MITCHEM et al. 1988]. WATANABE et al. (1996) beschreibt in seiner Studie, dass die Anordnung der Dentinkanälchen Einfluss auf die Dentinhaftfestigkeit nimmt. Deswegen wurden die Schnittflächen immer senkrecht zur Zahnachse gefertigt. Vor dem Auftragen der jeweiligen Befestigungssysteme wurde sichergestellt, dass die Dentinflächen frei von Verunreinigungen waren, da auch dieser Faktor zu einer

Reduzierung der Haftkräfte führt [POWERS et al. 1995]. Die Applikation der Keramikscheiben auf den Dentinschliff mittels der zu untersuchenden Befestigungszemente wurde stets von der gleichen Person durchgeführt, da sich die Haftkräfte bei verschiedenen Anwendern unterscheiden können [CIUCCI et al. 1997]. Bei der Applikation wurde versucht, stets denselben Anpressdruck auszuüben, um eine identische Schichtstärke der Klebefuge für alle Versuchsproben zu erhalten. Dennoch kann nicht völlig ausgeschlossen werden, dass es zu geringfügigen Unterschieden hinsichtlich der Schichtstärke kam. Damit wäre ein Faktor zur Beeinflussung der Messergebnisse möglich.

5.2.2 Thermische Wechselbelastung

Bei der vorliegenden Studie sollten die Prüfkörper einem künstlichen Alterungsprozess unterzogen werden, bei dem das Einwirken von kalten und heißen Speisen simuliert wird. Ein anerkanntes Verfahren hierfür stellt die Thermowechselbadbelastung dar [CRIM et al. 1985]. ARCORIA et al. (1992) belegte in seiner Studie, dass sich die Haftkräfte der Komposite durch Thermocycling verringern. Durch die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) der beteiligten Materialien Zahn, Keramik und Befestigungszement werden erhebliche Spannungen an den Grenzflächen hervorgerufen, welche sich auf die Randqualität auswirkt [DE JAGER et al. 2005]. So können die entstandenen Spannungen zu Rissen im Zementgefüge führen, was einen negativen Einfluss auf die Retention des Befestigungssystems zur Folge hat. Nach 2000 Zyklen haben sich die Auswirkungen auf die Randqualität mit großer Wahrscheinlichkeit manifestiert [CRIM et al. 1985]. In dieser Studie wurde die Anzahl der Wechsel auf 5000 Zyklen erhöht. Die Proben wurden mit Hilfe einer Schwenkvorrichtung für 30 Sekunden in 5° Celsius kaltes destilliertes Wasser getaucht. Nach einer Abtropfzeit von 5 Sekunden bei Raumtemperatur wurden sie für weitere 30 Sekunden in 55° Celsius warmes destilliertes Wasser getaucht. Dieser Vorgang wiederholte sich 5000-mal. Das Intervall von 5° Celsius bis 55° Celsius beim Thermocycling entspricht etwa den Temperaturen in der Mundhöhle bei der Zunahme von Speisen und Getränken.

5.2.3 Messung der Verbundfestigkeit

Die Überprüfung der Verbundfestigkeit kann nach verschiedenen Methoden erfolgen. Häufige Prüfmethoden stellen der Zug- sowie Scherversuch dar. Während beim Scherversuch die Krafteinwirkung parallel zur Klebefläche erfolgt, kommt es beim Zugversuch zur senkrecht einwirkenden Kraft zur Klebefläche. In der vorliegenden Studie wurde der Schertest als praxisnahe Belastung gewählt, da er gut geeignet ist, die in der Mundhöhle einwirkenden Kräfte zu simulieren. Wie in dieser Studie, erfolgt meist die Kraftübertragung beim Scherversuch über einen Scherkolben. Die Vorschubbewegung des Kolbens beeinflusst dabei die Verbundfestigkeit [MARX et HAASS 1992]. Ein Vergleich der Verbundfestigkeit ist daher nur dann möglich, wenn die Untersuchungen mit derselben Vorschubgeschwindigkeit vorgenommen wurden. Aus diesem Grund sind die Verbundfestigkeiten aus verschiedenen Laboruntersuchungen nicht immer direkt miteinander vergleichbar. Die Vorschubbewegung sollte gering genug sein, um den Aufbau eines stationären Kraftfeldes zu ermöglichen. In der vorliegenden Studie bewegte sich der Scherkolben mit einer konstanten Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min in Richtung Keramikkörper. Da es zu Zugspannungen auf der dem Stempel zugewandten Seite sowie zu Druckspannungen auf der dem Stempel abgewandten Seite während der Kraftübertragung kommt, können unerwünschten Biegebeanspruchung innerhalb der Verbundschicht entstehen [VAN NOORT et al. 1989]. Es ist zu beachten, dass die Verbundfestigkeit außerdem von der Größe der Grenzfläche des Verbunds beeinflusst wird. Am Rand der Verbundfläche wirken höhere Kräfte als in dessen Zentrum. Aus diesem Grund wurde penibel darauf geachtet, dass die Dimension der Keramikscheiben für alle Prüfkörper identisch ist.

5.3 Diskussion Ergebnisse

Seit einiger Zeit befinden sich selbstadhäsive Befestigungsmaterialien auf dem Markt, bei denen laut Herstellerangaben die Vorbehandlung der Zahngewebe nicht mehr nötig sei, während die Haftflächen der indirekten Restauration wie üblich vorbehandelt werden sollten. Ziel dieser Studie war es, den Verbund zwischen Lithium-Disilikat-Keramik und Dentinoberfläche mittels 7 verschiedener Befestigungsmaterialien, die der Gruppe der selbstadhäsiven Befestigungszemente angehören, zu untersuchen. Als Kontrollgruppe dienten zwei konventionelle Befestigungskomposite. Zum einen das „Etch-and-rinse“-Komposit DentinBuild und zum anderen der selbstätzende Zement Panavia F 2.0. Das meist untersuchte Befestigungssystem ist RelyX Unicem. Es bindet gut an Zahnschmelze sowie Keramik und ist äquivalent zum häufig benutzten Komposit Panavia F 2.0.

5.3.1 Diskussion Verbundfestigkeit

In der vorliegenden Studie wurde die höchste Verbundfestigkeit für G-Cem Automix mit 18,3 MPa gemessen, dicht gefolgt von DentinBuild, Panavia F 2.0, G-Cem Capsule, RelyX Unicem sowie Clearfil SA (15,6 MPa bis 13,3 MPa). Durch die zusätzliche Durchführung einer Weibull-Analyse, konnte das zuverlässigste Material bestimmt werden. Die alleinige Angabe der Mittelwerte für die Verbundfestigkeit ist demnach nur eingeschränkt aussagekräftig. Der durch die Weibull-Analyse ermittelte Weibull-Modul m gibt die Homogenität des Materials wieder. Je größer der m -Wert, desto verlässlicher ist der Zement. Laut Weibull-Analyse erwies sich DentinBuild mit $m = 3,05$ als das zuverlässigste Material der untersuchten Befestigungszemente. Ähnliche m -Werte ergaben sich für Panavia F 2.0 ($m = 2,58$), G-Cem Capsule ($m = 2,52$) sowie RelyX Unicem ($m = 2,37$). Die schlechteste Verbundfestigkeit wurde für SmartCem 2, Maxcem Elite sowie iCem (8,3 MPa bis 5,3 MPa) gemessen. Auch durch die Weibull-Analyse erwiesen sich diese drei Befestigungszemente als die unzuverlässigsten Materialien der Serie ($m = 1,12$ bis $0,69$). Ähnliche Ergebnisse erzielten LÜHRS et al. (2010) in ihrer Studie. In deren Untersuchungen wurde die Verbundfestigkeit von Panavia F 2.0, RelyX Unicem, Maxcem Elite sowie iCem zu Dentinflächen nach 24-stündiger Lagerung in NaCl getestet. In deren Studie ergaben

sich jedoch für alle Zemente höhere Haftwerte, was mit der nicht durchgeführten Thermowechselbadbelastung begründet werden kann. ARCORIA et al. (1992) belegten in ihrer Studie, dass sich die Haftkräfte der Komposite durch Thermocycling verringern. Anders verhielt sich RelyX Unicem in der Literatur von PIWORCZYK et al. (2007). Er testete die Verbundfestigkeit unterschiedlicher Befestigungszemente mit und ohne thermischer Wechselbadbelastung. Dabei konnten die Haftwerte für RelyX Unicem nach Lichthärtung um fast 50 % gesteigert werden, wenn es einer künstlichen Alterung durch Thermocycling ausgesetzt wurde.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie decken sich ebenso mit denen von VIOTTI et al. (2009). Auch in deren Studie konnten die besten Haftwerte für G-Cem Capsule sowie RelyX Unicem erzielt werden. Weniger gute Ergebnisse ergaben sich, wie auch in der vorliegenden Studie, für Maxcem und SmartCem 2. In der Literatur von PEUTZFELDT et al. (2011) wurde die Dentinhaftung von verschiedenen Restaurationsmaterialien durch diverse Befestigungszemente untersucht. So wurden Zylinder aus Gold, Titan, Feldspatkeramik, leuzitverstärkter Glaskeramik und Zirkon mit 8 verschiedenen Zementen auf Dentinflächen extrahierter Zähne befestigt. Nach einwöchiger Wasserlagerung, wurden Scherversuche durchgeführt. Für Zink-Phosphat-Zement wurden stets die schlechtesten Haftwerte gemessen, was sich mit den Ergebnissen anderer Studien deckt [PIWORCZYK et al. 2004, 2005] und auf das Fehlen eines adhäsiven Haftverbundes zurück geführt werden kann [DIAZ-ARNOLD et al. 1999]. Die besten Haftwerte ergaben sich für Panavia F 2.0 sowie für RelyX Unicem. Deckend mit der vorliegenden Studie, konnte Maxcem Elite nicht an die guten Haftwerte von Panavia F 2.0 und RelyX Unicem anknüpfen. HOLDEREGGER et al. (2008) verglich die Verbundfestigkeit von RelyX Unicem und 3 konventionellen Befestigungskompositen nach künstlicher Alterung durch Thermocycling. Dabei erreichte RelyX Unicem die schlechtesten Haftwerte der untersuchten Kunststoffe, was damit begründet werden kann, dass die Prüfkörper nicht lichtgehärtet sondern dem selbstpolymerisierenden Härungsmodus überlassen wurden. ILIE et SIMON (2011) zeigten, dass RelyX Unicem seine Mikrohärte um das Dreifache steigern konnte, wenn nicht auf den Einsatz einer Lichtquelle verzichtet wird. YANG et al. (2006) untersuchten in ihrer Studie, inwieweit die Verbundfestigkeit von RelyX Unicem und Panavia F 2.0 zu verschiedenen Dentinarealen abhängig ist. Dabei wurde festgestellt, dass im Vergleich zu oberflächlichen Dentinschichten, in tiefen

und in zervikalen Dentinarealen geringere Haftwerte erzielt werden. Allerdings wurde auch in dieser Studie auf eine Lichtpolymerisation verzichtet.

In der vorliegenden Studie erweisen sich die beiden konventionellen Befestigungskomposite DentinBuild und Panavia F 2.0 hinsichtlich der Verbundfestigkeit als die zuverlässigsten Materialien der untersuchten Serie. Unter den getesteten selbstadhäsiven Befestigungszementen erreichen G-Cem Capsule und RelyX Unicem jedoch vergleichbar gute Haftwerte. Bei der Verwendung der übrigen untersuchten selbstadhäsiven Materialien muss aufgrund der schlechteren Verbundfestigkeitswerte eventuell mit Funktionsverlust, hinsichtlich der Haftung von Restaurationen an der Zahnschubstanz, gerechnet werden.

5.3.2 Diskussion Bruchanalyse

Um die Verbundfestigkeit der verwendeten Befestigungszemente beurteilen zu können, ist es sinnvoll, zusätzlich eine Bruchflächenanalyse durchzuführen [KLOSA et al. 2009].

Bei Betrachtung der Bruchflächen mit einer Lupe lassen sich folgende Bruchtypen differenzieren:

- | | |
|------------------|--|
| Adhäsiver Bruch: | Ablösen des Befestigungszementes von der Dentinoberfläche |
| Kohäsiver Bruch: | Keine Ablösung des Befestigungszementes von der Dentin- sowie Keramikoberfläche, Bruch innerhalb der Dentin- bzw. Keramikprobe |
| Mischbruch: | Ablösung einzelner Dentin- bzw. Keramikareale |

Bei kohäsiven Frakturen kommt es demnach innerhalb eines Materials und nicht innerhalb des Verbundes zum Bruch [ELIADES et al. 1993]. Von adhäsiven Frakturen spricht man hingegen, wenn es zum Bruch zwischen Befestigungszement und Keramik- bzw. Zahnfläche kommt. Dabei zeigt ein adhäsiver Bruch, dass der Verbund zweier Materialien kleiner ist als die Festigkeit eines der beiden Materialien [ABOUSHALIB et al. 2005].

Bei der vorliegenden Studie verlief die Frakturlinie am häufigsten zwischen Befestigungszement und Dentinfläche. Auch PIWORCZYK et al. (2007) und LÜHRS et al. (2009) verzeichneten in ihren Studien meist adhäsive Bruchtypen, bei denen die Frakturlinien an der Zement-Dentin-Grenze verliefen. Dies zeigt, dass die Schwachstelle beim Verbund zwischen Befestigungszement und Dentinoberfläche zu suchen ist. Der adhäsive Bruchtyp konnte für die Materialien Clearfil SA, G-Cem Capsule, iCEM, Maxcem Elite sowie SmartCem 2 zu 100 % beobachtet werden. Kohäsive Brüche konnten für keine der Prüfkörper festgestellt werden. Der Klebeverbund war demnach stets schwächer als die Eigenfestigkeit von Keramik bzw. Dentin. Bei G-Cem Automix, RelyX Unicem, DentinBuild sowie Panavia F 2.0 traten zu 5 % Mischbrüche auf. Diese Zemente weisen ebenso sehr gute Festigkeitswerte auf. Demnach kann behauptet werden, dass bei Befestigungskompositen mit hervorragender Verbundfestigkeit, die Anzahl kohäsiver Bruchtypen steigt.

5.3.3 Diskussion mikromechanische Eigenschaften

Ziel der Studie war es, festzustellen, ob es einen Zusammenhang zwischen der Verbundfestigkeit und den mikromechanischen Eigenschaften der Befestigungszemente gibt. Aus diesem Grund wurden in Ergänzung zur Festigkeit auch die Eigenschaften E-Modul, Vickershärte, Kriechen sowie die elastisch-plastische Verformung durch einen Universalhärteversuch gemessen und anschließend eine Korrelationsanalyse durchgeführt.

Die untersuchten Befestigungszemente zeigen in den mikromechanischen Eigenschaften erhebliche Unterschiede auf. So variieren die Mittelwerte des E-Modul im Universalhärteversuch zwischen 3,1-14,8 GPa, der Vickershärte zwischen 7,1-60,7 HV, des Kriechen zwischen 3,7-5,8 % und der elastisch-plastischen Verformung zwischen 25,8-41,7 %. ILIE et SIMON (2011) testeten ebenfalls die mikromechanischen Eigenschaften von 8 der in dieser Studie verwendeten Befestigungskomposite. Bis auf wenige Abweichungen, decken sich die Ergebnisse der beiden Studien. So wurden in der Literatur von ILIE et SIMON bessere Eigenschaften für SmartCem 2 hinsichtlich seiner Vickershärte und der elastisch-plastischen Verformung gemessen sowie schlechtere Werte bezüglich seines

Kriechverhaltens verzeichnet. Die verschiedenen Untersuchungsmethoden lassen jedoch einen direkten Vergleich nicht zu. Anders als in der vorliegenden Studie, wurden so die Befestigungszemente von ILIE et SIMON nicht durch eine Keramikscheibe polymerisiert, sondern ohne Zwischenmedium im Abstand von 0 mm, 5 mm sowie 10 mm zur LED-Einheit belichtet. Somit ist anzunehmen, dass im Vergleich zur oben genannten Studie weniger Licht den Kunststoff erreichte.

Ein optimaler Befestigungszement sollte hohe Werte für die Vickershärte und das E-Modul, bzw. ein niedriges Kriechverhalten aufweisen [Öztürk et al. 2012]. Es ist allerdings nicht eindeutig geklärt, inwieweit die mikromechanischen Eigenschaften der Befestigungskomposite mit deren klinischen Eigenschaften korrelieren [MAGNI et al. 2010]. Es kann jedoch durch die Ergebnisse der vorliegenden Studie behauptet werden, dass Befestigungszemente mit hohem E-Modul und hoher Vickershärte oft bessere Verbundfestigkeiten zu Zahnsubstraten aufweisen als Zemente mit niedrigem E-Modul und Vickershärte. So wurde in dieser Studie für RelyX Unicem mit 14,8 GPa das höchste E-Modul der untersuchten Komposite gemessen. Auch bei Durchführung der Schertests konnte dieser Komposit mit sehr guten Haftwerten überzeugen. Ähnliche E-Modul-Werte ergaben sich für DentinBuild mit 10,2 GPa. Auch hierbei handelt es sich um einen Kunststoff mit sehr guter Verbundfestigkeit zu Dentin. Das niedrigste E-Modul wurde mit 3,1 GPa für SmartCem 2 gemessen. Auch bei den Scherversuchen konnten keine guten Haftwerte für dieses Material gemessen werden. Allerdings zeigt die Korrelationsanalyse nach Pearson, einen signifikant nur schwachen linearen Zusammenhang zwischen E-Modul und Verbundfestigkeit der Befestigungszemente. So weist Panavia F 2.0 mit einem vergleichsweise niedrigen E-Modul von 5,8 GPa trotzdem sehr gute Haftwerte auf. Mit Hilfe eines Allgemeinen Linearen Modells konnte demonstriert werden, dass der Füllstoffgehalt einen signifikant hohen Einfluss auf das E-Modul ausübt. Dem gegenüber lässt sich kein signifikanter Effekt zwischen Zementtyp –konventionell oder selbstadhäsiv- ausmachen. Dies deckt sich mit den Ergebnissen von ILIE et SIMON (2011).

Restaurative Zahnmaterialien sollten ähnliche Eigenschaften aufweisen wie deren benachbarte Strukturen [MAGNI et al. 2010]. Es fällt auf, dass für RelyX Unicem mit 14,8 GPa nicht nur die höchsten E-Modul-Werte verzeichnet wurden, sondern dass es, gemessen unter gleichen Testbedingungen, auch ein nahezu gleiches

Elastizitätsverhalten wie Dentin (ca. 15 GPa) besitzt [MAGNI et al. 2010]. RelyX Unicem imitiert demzufolge das Belastungsverhalten von Dentin und sorgt damit für eine optimale Verteilung von Kräften.

Auch bei der Untersuchung der Vickershärte sind die Ergebnisse stark vom Material abhängig. So lässt sich nicht verallgemeinern, dass die selbstadhäsiven Zemente den konventionellen Befestigungskompositen bezüglich ihrer Mikrohärtigkeit überlegen sind. Die besten Ergebnisse erzielte RelyX Unicem mit 60,7 HV, gefolgt von DentinBuild (46,1 HV) und G-Cem Capsule (27,7 HV). Trotz der signifikant geringen Korrelation zwischen Mikrohärtigkeit und Verbundfestigkeit, lassen sich erneut Zusammenhänge feststellen, wenn man die gemessenen HV-Werte mit den Haftwerten vergleicht. So fällt auf, dass die Komposite RelyX Unicem, DentinBuild und G-Cem Capsule ebenso bei den Scherversuchen sehr gute Ergebnisse erzielen konnten. Smartcem 2 weist mit 7,1 HV erneut den niedrigsten gemessenen Wert auf. Durch die Messung der Mikrohärtigkeit lassen sich folglich Rückschlüsse auf den Polymerisationsgrad des Komposites schließen. Nach Testung der Zwischensubjekteffekte zeigte sich ein signifikanter Einfluss vom Füllstoffgehalt auf die Vickershärte. Wie auch in der Literatur von ILIE et SIMON (2011) dargestellt, übt der Zementtyp keinen signifikanten Effekt auf die genannte Eigenschaft aus.

Vergleicht man die HV-Werte von RelyX Unicem (60,7 HV) und Dentin (60-80 HV), fällt auf, dass sich die beiden Materialien bezüglich ihrer Mikrohärtigkeit sehr ähneln. Dies könnte die gute Verbundfestigkeit von RelyX Unicem zu Dentin unterstützen.

Betrachtet man das Verhältnis der elastischen Eindringarbeit des Indentors zur totalen aufgewandten Arbeit, fällt auf, dass DentinBuild mit 41,7 % den höchsten W_e/W_{tot} -Wert erreicht. Daraus schließt sich ein signifikant höherer elastischer Anteil an der Eindringarbeit und damit eine geringere plastische Verformung im Vergleich zu den anderen untersuchten Materialien. Ähnlich gute Eigenschaften ergeben sich für RelyX Unicem (38,2 %), Panavia F 2.0 (37,2 %) und iCem (36,7 %). G-Cem Automix zeigt mit 25,8 % den niedrigsten W_e/W_{tot} -Wert innerhalb der Serie, also die signifikant höchste plastische Verformung durch die Eindringarbeit des Indentors. Die Korrelationsanalyse konnte jedoch keinen signifikanten Zusammenhang zwischen der elastisch-plastischen Verformung und der Verbundfestigkeit feststellen. Bei den Tests der Zwischensubjekteffekte ließ sich ein signifikant hoher Effekt zwischen

Füllstoffgehalt und elastisch-plastischer Verformung, bzw. ein signifikant mäßiger Effekt zwischen Zementtyp und elastisch-plastischer Verformung verzeichnen.

Eine weitere Kenngröße des Materialverhaltens stellt das Kriechen dar, das die prozentuelle Eindringtiefenänderung bei einer für 5 Sekunden konstant gehaltenen Prüfkraft von 500 mN beschreibt. Dabei kommt es zu einer Verformung des Werkstoffs unter Last. Mit einer 3,7 % relativen Eindringtiefenänderung verfügen RelyX Unicem sowie Smartcem 2 über eine hervorragende Stabilität. Die geringste Stabilität unter Belastung zeigt mit 5,8 % iCem. Kriechen und Verbundfestigkeit korrelieren signifikant schwach miteinander. Es können jedoch durchaus Zusammenhänge zwischen Kriechverhalten und Verbundfestigkeit festgestellt werden. Es fällt auf, dass die Materialien RelyX Unicem, DentinBuild sowie Panavia F 2.0, für die gute Haftwerte zum Dentin gemessen wurden, auch ein geringes Kriechverhalten aufweisen. iCem weist mit seinem hohen Kriechwert die schlechteste Verbundfestigkeit zum Dentin auf. Anders verhält sich SmartCem 2. Mit einem Kriechverhalten von 3,8 % liegt es unter dem von DentinBuild und Panavia F 2.0. Dennoch konnte dieses Material nicht mit guten Haftwerten zum Dentin überzeugen. Dagegen zeigte G-Cem Capsule mit einem hohen Kriechen von 4,7 % jedoch gute Haftwerte im Scherversuch. Die Zwischensubjekteffekte zeigten hochsignifikante Einflüsse vom Füllstoffgehalt auf das Kriechverhalten. Nicht nur ein hoher Füllstoffgehalt, sondern auch eine homogene Verteilung der Füllstoffe sorgt für ein geringes Kriechverhalten [MARGHALANI et AL-JABAB, 2004]. Der Zementtyp übte keinen signifikanten Einfluss auf die genannte Eigenschaft aus.

RelyX Unicem - als Vertreter der selbstadhäsiven Befestigungszemente - und DentinBuild - als konventioneller Befestigungskomposit - erweisen sich in der vorliegenden Studie als die Materialien mit den besten mikromechanischen Eigenschaften. Wenn man von dem sehr guten Kriechverhalten des Komposits SmartCem2 sowie der geringen plastischen Verformung von iCem absieht, verzeichnen diese beiden Materialien die schlechtesten mikromechanischen Eigenschaften der Serie.

ÖZTÜRK et al. (2012) untersuchte in ihrer Studie die mikromechanischen Eigenschaften von Befestigungskompositen, die unterschiedlicher Dauer

lichtpolymerisiert wurden. Es konnten die Eigenschaften verbessert werden, wenn die Polymerisationszeit durch Einsatz einer Lichtquelle von 10 Sekunden auf 20 Sekunden erhöht wurde. Kein signifikanter Unterschied wurde verzeichnet, wenn sich die Polymerisationszeit von 20 Sekunden auf 30 Sekunden erhöhte.

In einer Studie von FLURY et al. (2011) wurde die Mikrohärte von Panavia F 2.0, RelyX Unicem, SmartCem 2 und iCem untersucht. Die Prüfkörper wurden ebenso unterschiedlicher Dauer lichtpolymerisiert, bzw. es wurde auf den Einsatz einer Lichtquelle verzichtet. Die höchsten Werte wurden gemessen, nachdem die Proben 5 Minuten lichtgehärtet wurden. Bei kürzeren Belichtungszeiten ergaben sich niedrigere HV-Werte. Die schlechtesten Werte wurden gemessen, wenn auf eine Lichtpolymerisation gänzlich verzichtet wurde. Ähnliche Ergebnisse erzielten ILIE et SIMON (2011) sowie GIRALDEZ et al. (2011).

Man kann feststellen, dass die mikromechanischen Eigenschaften der untersuchten Befestigungszemente die Verbundfestigkeit geringfügig beeinflussen. Dennoch lassen sich Zusammenhänge demonstrieren. Durch die Korrelationsanalyse nach Pearson kann ein signifikant mäßiger linearer Zusammenhang zwischen Volumenprozent des Füllstoffgehaltes und Verbundfestigkeit der Zemente festgestellt werden. So fällt auf, dass Zemente mit hohem Füllstoffgehalt (Panavia F 2.0, G-Cem Automix, G-Cem Capsule, RelyX Unicem sowie DentinBuild) ebenso gute Werte für die Verbundfestigkeit aufweisen. iCem erwies sich hinsichtlich der Verbundfestigkeit als das schlechteste Material der Serie. Dieser Zement besitzt auch den niedrigsten Füllstoffgehalt unter den getesteten Materialien. HESHMAT et al. (2009) testete die Verbundfestigkeit von diversen Kompositen zu Dentin und stellte ebenso einen Zusammenhang zwischen Füllstoffgehalt und Verbundfestigkeit fest. So wiesen die Komposite mit dem höchsten Füllstoffanteil, wie auch in der vorliegenden Studie, die höchsten Haftwerte auf.

6. Zusammenfassung

Das Ziel dieser In-vitro Studie bestand darin, den Verbund zwischen Dentinoberfläche und Lithium-Disilikat-Glaskeramik mittels 9 verschiedener Befestigungszemente zu untersuchen. Dazu wurden Keramikscheiben identischer Dimension sowie Zahnproben mit freigelegter Dentinoberfläche hergestellt, welche mit den jeweiligen Befestigungszementen miteinander verbunden wurden. Es kamen 7 selbstadhäsive sowie 2 konventionelle Befestigungszemente zum Einsatz. Als Vertreter der selbstadhäsiven Befestigungsmaterialien fanden G-Cem Capsule, G-Cem Automix, RelyX Unicem, SmartCem 2, iCem, Clearfil SA sowie Maxcem Elite Anwendung. Bei den getesteten konventionellen Zementen handelt es sich um Panavia F 2.0 sowie DentinBuild.

Die gewonnenen Prüfkörper wurden für 24 Stunden im 37° Celsius warmen Wasser gelagert. Anschließend wurde eine künstliche Alterung der Proben durch ein Thermowechselbad mit 5000 Zyklen (5° Celsius / 55° Celsius) durchgeführt. Des Weiteren wurde mit einer Universalprüfmaschine die Scherfestigkeit gemessen und eine Bruchanalyse durchgeführt.

Im 2. Teil der Studie wurden die mikromechanischen Eigenschaften der Befestigungszemente durch einen Universalhärteversuch bestimmt. Durch eine Korrelationsanalyse wurden Zusammenhänge zwischen Verbundfestigkeit und mikromechanische Eigenschaften geprüft.

Die höchste Verbundfestigkeit der Serie konnte das Befestigungsmaterial G-Cem Automix verzeichnen. Ähnliche Haftwerte ergaben sich für DentinBuild, Panavia F 2.0, G-Cem Capsule, RelyX Unicem sowie Clearfil SA. Diese Zemente unterschieden sich nicht signifikant voneinander. Die niedrigsten Haftwerte wurden für die Zemente iCem, Maxcem Elite und SmartCem 2 gemessen. Um den Zusammenhang zwischen den experimentell ermittelten Werten für die Festigkeit und die Zuverlässigkeit der Befestigungszemente zu erhalten, wurde zusätzlich eine Weibull-Analyse durchgeführt. Bezogen auf den Weibull-Parameter erweisen sich die beiden konventionellen Befestigungskomposite DentinBuild und Panavia F 2.0 hinsichtlich der Verbundfestigkeit als die zuverlässigsten Materialien der untersuchten Serie. Unter den getesteten selbstadhäsiven Befestigungszementen erreichen G-Cem Capsule und RelyX Unicem jedoch vergleichbar gute Haftwerte.

Bei der Verwendung der übrigen untersuchten selbstadhäsiven Materialien muss aufgrund der schlechteren Verbundfestigkeitswerte eventuell mit Funktionsverlust, hinsichtlich der Haftung von Restaurationen an der Zahnschubstanz, gerechnet werden. iCem erwies sich als das unzuverlässigste Material der Serie.

Bei der Bruchanalyse fällt auf, dass am häufigsten der adhäsive Bruchtyp auftrat, bei dem sich die Keramikprobe mitsamt Befestigungskomposit von der Dentinoberfläche ablöste. Somit ist die Grenzfläche zwischen Befestigungszement und Dentinoberfläche als Schwachstelle für den Verbund anzusehen.

Die Untersuchung der mikromechanischen Eigenschaften lieferte folgende Ergebnisse:

RelyX Unicem -als Vertreter der selbstadhäsiven Befestigungszemente- und DentinBuild -als konventioneller Befestigungskomposit- erweisen sich in der vorliegenden Studie als die Materialien mit den besten mikromechanischen Eigenschaften. Wenn man von dem sehr guten Kriechverhalten des Komposits SmartCem 2 sowie der geringen plastischen Verformung von iCem absieht, verzeichnen diese beiden Materialien die schlechtesten mikromechanischen Eigenschaften der Serie.

Laut Korrelationsanalyse nach Pearson beeinflussen die mikromechanischen Eigenschaften jedoch kaum die Verbundfestigkeit der untersuchten Befestigungszemente. Stattdessen lässt sich ein signifikant mäßiger linearer Zusammenhang zwischen Volumenprozent des Füllstoffgehaltes und Verbundfestigkeit der Zemente feststellen. So lassen sich für Befestigungszemente mit hohem Füllstoffanteil die besten Haftwerte verzeichnen. Außerdem konnte ein signifikant hoher Einfluss des Füllstoffgehalts auf die mikromechanischen Eigenschaften demonstriert werden.

7. Literaturverzeichnis

Aboushelib MN, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ (2005)

Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations.

Dent Mater 21: 984-991

Albakry M, Guazzato M, Swain MV (2003)

Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials.

J Prosthet Dent, 89:374-380

Arcoria CJ, Nishino M, Marker VA (1992)

Thermal influencing of the bond strength of repaired composites.

J Dent Res 70: 392 (Abstract #1010)

Ayad MF, Rosenstiel SF, Salama M (1997)

Influence of tooth surface roughness and type of cement on retention of complete cast crowns.

J Prosthet Dent 77, 116-121

Barghi N (2000)

To silanate or not to silanate: making a clinical decision.

Compend Contin Educ Dent 21(8): 659-662, 664; quiz 666

Bärwald, R.; Sonntag, D.; Kook, K.; Stachniss, V. (2006)

In-vitro-Untersuchung zum Vergleich von Polymerisationsverfahren anhand von Härteprofilen.

DZZ 61, 456-465

Behr M. (2003)

Zemente in der Zahnmedizin.

Quintessenz 54-8: 829-837

Behr M, Rosentritt M, Wimmer J, Lang R, Kolbeck C, Bürgers R, Handel G (2009)

Self-adhesive resin cement versus zinc phosphate luting material: A prospective clinical trial begun 2003.

Dent Mater 25, 601-604

Blackman R, Barghi N, Duke E (1990)

Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement.

Prosthet Dent 63, 295-300

Bowen RL (1956)

USE of epoxy resin in restorative materials.

J Dent Res, 35: 360-9

Bowen RL (1964)

Effect of particle shape and size distribution in a reinforced polymer.

J Am Dent Assoc 69, 481-495

Bowen RL (1979)

Compatibility of various materials with oral tissues I: The components in composite restorations.

J Dent Res, 58: 1493-1506

Branco R, Hegdahl T (1983)

Physical properties of some zinc phosphate and polycarboxylate cements.

Acta Odontol Scand 41 (6) 349-353

Brentel AS, Ozcan M, Valandro LF, Alarca LG, Amaral R, Bottino MA (2007)

Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions.

Dent Mater 23: 1323-1331

Buonocore MG (1955)

A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.

J Dent Res 34: 834

Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ (1968)

Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding.

Arch Oral Biol 13: 61-70

Burke FJT (1995)

The effect of variations in bonding procedure on the fracture resistance of dentin bonded all-ceramic crowns.

QuintessenceInt. 26, 293-300

CALAMIA J, SIMONSEN R (1984)

Effect of coupling agents on bond strength of etched porcelain.

J Dent Res 63: 179-183

Catel Y, Degrange M, Le Pluart L, Madec PJ, Pham TN, Picton L. (2008)

Synthesis, photopolymerization and adhesive properties of new hydrolytically stable phosphonic acids for dental applications.

J Polym Sci A Polym Chem.; 46:7074–7090.

Catel Y, Degrange M, Le Pluart L, Madec PJ, Pham TN, Chen F et al. (2009)

Synthesis, photopolymerization, and adhesive properties of new bisphosphonic acid monomers for dental application.

J Polym Sci A Polym Chem.; 47:5258–5271

Chow, L. C. and W. E. Brown (1973)

Phosphoric acid conditioning of teeth for pit and fissure sealants.

J Dent Res 52, 1158

Ciucchi B, Bouillaguet S, Holz J, Roh S (1997)

The battle of the bonds 1995.

Schweiz Monatsschr Zahnmed 107:37-39

Conrad H.J., Seong W.J., Pesun I.J. (2007)

Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review.

J Prosthet Dent 98: 389-404

Craig RG, Powers KM, Wataha JC (2006)

Zahnärztliche Werkstoffe, Eigenschaften und Verarbeitung.

München: Elsevier GmbH, 138

Crim GA, Swartz ML, Phillips RW (1985)

Comparison of four thermocycling techniques.

J Prosthet Dent; 53(1):50-3

De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ (2005)

The influence of design parameters on the FEA determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns.

Dent Mater; 21(3):242-51

De Kanter RJ; Creugers NH; Verziden CW; Vanthof MA (1998)

A five year multi-practice clinical study on posterior resin bonded bridges.

J Dent Res; 77: 609-614

De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2004)

Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin.

Dent Mater, 20:963-971

Edelhoff D., Spiekerman H., Brauner J., Yildirim M. (2005)

IPS Empress 2 - adhäsiv und konventionell befestigt.

Dental-praxis; 22 21-23

Eichner, K. (1997)

Gegenwärtiger Stand der werkstoffkundlichen und klinischen Metallkeramik, Teil1.
Zahnärztl Welt (Band 7-8), Seite 477 – 485

El-Badrawy WA, El-Mowafy OM (1995)

Chemical versus dual curing of resin inlay cements.

J Prosthet Dent 73 (6) 515-524

Eliades T, Viazis A D, Lekka M (1993)

Failure mode analysis of ceramic brackets bonded to enamel.

Am J Orthod Dentofacial Orthop 104: 21-26

Ellakwa A, Cho N, Lee IB (2007)

The effect of resin matrix composition on the polymerization shrinkage and
rheological properties of experimental dental composites.

Dent Mater, 23, 1229-35

Farracane JL, Stansbury JW, Burke FJT (2011)

Review Article, Self-adhesive resin cements-chemistry, properties and clinical
considerations.

Journal of Oral Rehab 38, S. 295-314

Finger WJ (1988)

Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations.

Am J Dent 1, 184-188

Flury S, Peutzfeldt A, Lussi A (2011)

The effect of polymerization procedure on Vickers hardness of dual-curing resin
cements.

Am J Dent 24, 226-232

Frankenberger R, Lohbauer U, Schaible RB, Nikolaenko SA (2008)

Luting of ceramic inlays in vitro: Marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements.

Dent Mat, 24, 185-191

Geis – Gerstorfer, J. (1997)

Vom Rohstoff zur Dentalkeramik.

Quint J (Band 1), Seite 35 – 43

Geiselhöringer H, Holst S. (2007)

Zementierungsmöglichkeiten hochfester Oxidkeramiken – eine Übersicht über das Procera©-System.

Ästhetische Zahnmedizin; 10/4: 28-31

Giraldez I, Ceballos L, Garrido M, Rodriguez J (2011)

Early hardness of self-adhesive resin cements cured under indirect resin composite restorations.

Journal of esthetic and rest dent 23, 116-124

Goldberg M (2008)

In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin composites: a review.

Clin Oral Investig, 12, 1

Hahn P, Attin T, Hellwig E (2001)

Influence of resin cement viscosity on microleakage of ceramic inlays.

Dent Mat 3, 191-196

Hellwig E, Klimek J, Attin T (2009)

Einführung in die Zahnerhaltung.

Dt. Zahnärzteverlag, S.170-174, 181-249

Heshmat H, Alavi G, Niknam M, Alavi AA (2009)

Effect of composite elasticity and filler concentration on shear bond strength of composite to dentin.

Shiraz Univ Dent J, 9, 6-12

Hickel R, Heid M, Kunzelmann K-H, Petschelt A (1992)

Durchhärftiefe von lighthärtenden Kompositen unter Keramik.

Dtsch Zahnärztl Z 47, 182

Hoffman-Axthelm, Walter (1985)

Die Geschichte der Zahnheilkunde.

Quintessenz Bibliothek, S. 283-319

Hoffmann M, Erdrich A (2006)

Hydrolysestabile Monomere mit Säuregruppen.

www.Patent-de.com

Holderegger C, Sailer I, Schuhmacher C, Schläpfer R, Hämmerle C, Fischer J (2007)

Shear bond strength of resin cements to human dentin.

Dent Mater 24, 944-950

Ilie N, Kunzelmann KH, Hickel R. (2005).

Werkstoffkundliche Untersuchungen zu Kompositen.

Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 60: 321-334

Ilie N, Hickel R (2008)

Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics.

Dent Mater 24, 908

Ilie N, Simon A (2011)

Effect of curing mode on the micro-mechanical Properties of dual-cured self-adhesive resin cements.

Clin Oral Invest, DOI 10.1007/s00784-011-0527-x

Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Sano H, van Meerbeek B (2003)

Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel.

Am J Dent 16: 329-334

Kern M, Kern M. (2008)

So hält keramischer Stahl.

Dental Magazin; 1: 28-34

Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A (2011)

The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light- and dual-cure resin cements.

Oper Dent 36 (6) 661-669

Klosa K, Wolfarts S, Lehmann F, Wenz HJ, Kern M (2009)

The effect of storage conditions, contamination modes and cleaning procedures on the resin bond strength to lithium disilicate ceramic.

J Adhes Dent 11: 127-135

Krumbholz, K. (1986)

Wärmedehnung keramischer Massen.

Dent lab (Band 2), Seite 1935 -1937

Kukletova M, Halackova Z, Horky D, Matousek A (2007)

Comparison of dentine-resin interface in total-etch and self-etching adhesives using electron microscopy.

Prague Med Rep 108 (4), 358-367

Kunzelmann KH, Kern M. (2005)

Adhäsive Befestigung stabilisiert Veneers.

Ästhetische Zahnmedizin; 8/4: 34-39

Kunzelmann KH (2008)

Aufbau der Kompositfüllungwerkstoffe.

In: Kappert H, Eichner K,

Hrsg. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 2. Werkstoffe unter klinischen Aspekten. Sechste Auflage. Stuttgart: Thieme Verlag.

Lässig HE. Müller RA (2002)

Die Zahnheilkunde in Kunst- und Kulturgeschichte.

DuMont, Köln

Laurer HC. (2003)

Vollkeramische Restaurationen in der Hand der Generalisten.

Zahnärztl Mitt 9: 40-3

Lee IB, An W, Chang J, Um CM (2008)

Influence of ceramic thickness and curing mode on the polymerization shrinkage kinetics of dual-cured resin cements.

Dent Mater 24, 1141-7

Lovelh LG, Newman SM, Bowman CN (1999)

The effect of light intensity, temperature and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins.

J Dent Res 78 (8) 1469-1476

Ludwig K (Hrsg.). (2005)

Lexikon der Zahnmedizinischen Werkstoffkunde.

1.Auflage; Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, ISBN 3-87652-310-9

Lührs AK, Guhr S, Günay W, Geurtsen W (2010)

Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro.

Clin Oral Invest, 14:193-199

Magni E, Ferrari M, Hickel R, Ilie N (2010)

Evaluation of the mechanical properties of dental adhesives and glass-ionomer cements.

Clin Oral Invest 14, 79-87

Manson-Rahemtulla, B., D. H. Retief and H. C. Jamison (1984)

Effect of concentrations of phosphoric acid on enamel dissolution.

J Prosthet Dent 51, 495-498

Marghalani HY, Al-Jabab AS (2004)

Compressive creep and recovery of light-cured packable composite resins.

Dent Mater 20, 600-610

Marolf, R. (1984)

Glasionomerzemente D Materialeigenschaften und klinische Anwendung. Eine Literaturübersicht.

Schweiz Monatsschr Zahnheilk 94: 117 (1984)

Marx R, Haass C. (1992)

Zug- oder Schertest – welcher Test ist für den Verbund Metall/Kunststoff aussagekräftiger?

Dtsch Zahnärztl Z; 47: 165-168

Mc Lean JW, Hughes TH (1965)

The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides.

Br Dent J 119: 251-267

Miller M (1997)

Befestigungszemente - Indikation und Alternativen.

Phillip Journal 14, 385-386

Mitchem JC, Gronas DG (1986)

Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives.

J Am Dent Assoc 113, 285-287

Mitchem JC, Terkla LG, Gronas DG (1988)

Bonding of resin dentin adhesives under simulated physiological conditions.

Dent Mater 4, 351-353

Öztürk E, Hickel R, Bolay S, Ilie N (2012)

Micromechanical properties of veneer luting resins after curing through ceramics.

Clin Oral Invest 16, 139-146

Ozcan M, Kerkdijk S, Valandro LF (2008)

Comparison of resin cement adhesion to Y-TZP ceramic following manufactures` instructions of the cements only.

Clin Oral Invest; 12: 279-282

Pashley, D. H., L. Tao, L. Boyd, G. E. King and J. A. Horner (1988)

Scanning electron microscopy of the substructure of smear layers in human dentine.

Arch Oral Biol 33, 265-70

Pashley EL, Toa L, Mackert JR, Pashley DH (1988)

Comparison of in-vivo vs. in-vitro bonding of composite resin to the dentin of canine teeth.

J Dent Res; 67:467

Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, et al. (2008)

2-year clinical effectiveness of a self-adhesive luting agent.

J Dent Res. 87, Spec Iss C: 0331

Peutzfeldt A, Sahafi A, Flury S (2011)

Bonding of restorative materials to dentin with various luting agents.

Oper Dent 36(3), 266-273

Pilathadka S, Vahalová D, Vosáhlo T (2007)

The Zirconia: a new Dental Ceramic Material. An Overview.

Prague Medical Report; 108: 5-12

Piworczyk A, Lauer HC, Sorensen JA (2004)

In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials.

J Proshet Dent 92, 265-273

Piworczyk A, Lauer HC, Sorensen JA (2005)

The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments.

Oper Dent 3, 382-388

Piworczyk A, Bender R, Ottl P, Lauer HC (2007)

Long-term bond between dual-polymerizing cementing agents and human hard dental tissue.

Dent Mater 23, 211-217

Pospiech P, Tinschert J, Raigrodski A. (2004)

Keramik – Vollkeramik.

Ein Kompendium für keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin

3M ESPE, Ref. Type Catalog

Powers J.M., Finger W.J., Xie J. (1995)

Bonding of composite resin to contaminated human enamel and dentin.

J Prosthodont 4: 28-32

Pröbster L. (1997)

Die Entwicklung der vollkeramischen Restauration - ein historischer Abriss(I).
Quintessenz 48: 939-947

Pröbster L, Groten M. (2007-2008)

VITA Vollkeramik, VITA In-Ceram®, Leitfaden für vollkeramische Restaurationen in der zahnärztlichen Praxis.

3. Auflage, Nr. 1323, Stand 07-08

Pröbster L. (2001)

Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt?

Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK und DGZPW.

Dtsch Zahnärztl Z 56: 575-6

Raigrodski AJ. (2004)

Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature.

J Prosthet Dent; 92: 557-562

Reiber T, Gehre G, Reich S. (2008)

Vollkeramik – was ist reif für die Praxis?

ZBB (Zahnärzteblatt Brandenburg); 3: 16-20

Reich S, Wichmann M, Lohbauer U. (2005)

Vollkeramische Restaurationen – Eine Übersicht.

Zahn Prax; 7,8: 370-373

Reuling, N. und Siebert, G. K. (1989)

Keramische Werkstoffe-Entwicklungsstand und Bedeutung.

Dental Labor (Band 37), Seite 67-71

Ring AL (1969)

Zur Frage von Pulpaschädigung nach Inlay- und Kronenpräparation unter besonderer Berücksichtigung von Durelon.

Zahnarzt 13 (2):3-8

Rosenstiel SF, Land MF, Cispin BJ. (1998)

Dental luting agents: A review of the current literature.

J Prosthet Dent 1998; 80: 280- 301

Roulet JF, Besancon H (1983)

Die Porosität von Komposits.

Schweiz Monatsschr Zahnmed 93, 953-959

Roulet JF (1987)

A materials scientist's view: assessment of wear and marginal integrity.

Quintessence Int 18 (8) 543-552

Ruyter IE (1988)

Composites-Characterization of composite filling materials: Reactor response.

Adv Dent Res 2 (1) 122-129

Salz U, Zimmermann J, Zeuner F, Moszner N (2005)

Hydrolytic stability of self-etching adhesive systems.

J Adhes Dent 7, 107-116

Sanares AM, Itthagarum A, King NM, Tay FR, Pashley DH (2001)

Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites.

Dent Mater 17, 542-556

Schaller H-G, Kielbassa A M, Hahn P, Attin T, Hellwig E. (1998)

Die Haftung von Dentinhaftvermittlern an kariös verändertem Dentin.

Dtsch Zahnärztl Z; 53: 69-72

Schenke F, Federlin M, Hiller KA, Moder D, Schmalz G (2011)

Controlled, prospective, randomized, clinical evaluation of partial ceramic crowns inserted with RelyX Unicem with or without selective enamel etching. Results after 2 years.

Clin Oral Invest 23, 21431338

Schmidlin PR, Zehnder M, Schlup-Mityko C, Göhring TN (2005)

Interface evaluation after manual and ultrasonic insertion of standardized class I inlays using composite resin materials of different viscosity.

Acta Odont Scand 63, 205-212

Schmidseder J, Rateitschak KH, Wolf HF. (1998)

Ästhetische Zahnmedizin.

Band 15, Thieme-Verlag

Schuh, H. (1993)

Glasionomerzemente - Entwicklung und Tendenzen.

Swiss Dent 14: 7

Smith DC (1968)

A new dental cement.

Brit Dent J 124, 381-384

Soltesz, U., Leupolz, M. (1993)

Dimensionsverhalten von Glasionomerzementen in trockener und feuchter Umgebung.

Dtsch Zahnärztl Z 48:431

Sorensen JA, Kang SK, Avera SP (1991)

Porcelain composite interface microleakage with various porcelain surface treatments.

Dent Mater 7, 118-123

Steffens C (2007)

Hydrolysestabile Poly(meth)acrylamide: Synthese und Polymerisationsverhalten

Diss, Mathematisch-Naturwissenschaftl. Fakultät der Heinrich-Heine-Universität

Düsseldorf

Stenley HR, Pereira JC, Spiegel E, Broom C, Schultz M (1983)

The detection and prevalence of reactiv and physiologic sclerotic dentin, reparativ dentin and dead tracts beneath various types of dental lesions according to tooth surfaces and age.

J Oral Pathol 12, 257- 289

Stefan K (2000)

Definitive Befestigungsmaterialien.

ESPertise Newsletters 12, 14-16

Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M. (2005)

Curriculum Prothetik, Band II ;

3. Auflage, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, ISBN 3-87652-439-3

Taschner M, Krämer N, Lohbauer U, Pelka M, Breschi L, Petschelt A, Frankenberger R (2012)

Leucite-reinforced glass ceramic inlays luted with self-adhesive resin cement: A 2-year in vivo study.

Dent Mater, in press, online available

Triana, R., Prado, C., Garro, J., Garcia-Godoy, F. (1994)

Dentin bond strength of fluoride-releasing materials.

Am J Dent 7: 252

Uludag B, Ozturk O, Ozturk N (2009)

Microleakage of ceramic inlays luted with different resin cements and dentin adhesives.

Journal of Prosth Dent, 4, 235-241

Van Noort, R., Noroozi, S. Howard, I.C., Cardew, G. (1989)

A critique of bond strength measurements.

J Dent 17, 61-67

Viotti GR, Kasaz A, Pena CE, Alexandre RS, Arrais CA, Reis AF (2009)

Microtensile bond strength of new selfadhesive luting agents and conventional multistep systems.

J Prosthet Dent ; 102:306-312

Voß R, Meiners H (1989)

Fortschritte der Zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde, Band 4,
Hanserverlag, 394- 408

Wang Y, Spencer P (2001)

Analysis of acid-treated dentin smear debris and smear layers using confocal Raman
microspectroscopy.

Jour of Biom Mat Res 60 (2), 300-308

Watanabe L.G., Marshall G.W., Marshall S.J. (1996)

Dentin shear strength: effects of tubule orientation and intratooth location.

Dent Mater 12: 109-115

Wiesner G (2009)

Befestigung von Restaurationen aus Zirkoniumdioxid: Konventionell oder adhäsiv?

Digital dental news, S. 52-59

Wilson AD, Kent BE (1972)

A new translucent cement for dentistry: The glass-ionomer cement.

Brit Dent J, 132: 133-135

Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M (2006)

Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin.

Dent Mater, 22, 45-56

Yoshiyama M, Carvalho R, Sano H, Horner J, Brewer PD, Pashley DH (1995)

Interfacial morphology and strength of bonds made to superficial versus deep dentin.

Am J Dent 8, 297-302

8. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die zur Entstehung dieser Arbeit beigetragen haben.

Mein besonderer Dank gilt zunächst PD Dr. Nicoleta Ilie für die freundliche Bereitstellung des Dissertationsthemas. Sie brachte mir viel Geduld entgegen und sorgte mit vielen Ratschlägen für das Gelingen der Arbeit. Ohne ihre freundliche und kompetente Unterstützung wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Ganz besonders möchte ich mich auch bei meinen Eltern bedanken, die mich immer wieder motivierten und mir oft den Rücken frei gehalten haben, damit ich mich meiner Dissertation widmen konnte. Insbesondere meine Mutter stand mir tatkräftig zur Seite und brachte viel Geduld auf, mir die nötigen computertechnischen Kenntnisse zu vermitteln, ohne die diese Dissertation nicht zustande gekommen wäre.

Ebenso möchte ich mich bei meiner lieben Tochter Johanna bedanken, die viel Verständnis aufbrachte und in der letzten Zeit oft auf ihre Mama verzichten musste.